



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200380101220.3

[43] 公开日 2005 年 12 月 14 日

[11] 公开号 CN 1708257A

[22] 申请日 2003. 10. 10

[21] 申请号 200380101220.3

[30] 优先权

[32] 2002. 10. 10 [33] US [31] 60/417,164

[32] 2003. 5. 9 [33] US [31] 60/468,958

[32] 2003. 5. 9 [33] US [31] 60/468,956

[32] 2003. 5. 14 [33] US [31] 60/470,234

[86] 国际申请 PCT/US2003/032320 2003. 10. 10

[87] 国际公布 WO2004/034694 英 2004. 4. 22

[85] 进入国家阶段日期 2005. 4. 11

[71] 申请人 视声公司

地址 加拿大多伦多

[72] 发明人 J·I·梅希 R·麦康纳吉

N·C·查格雷斯 S·福斯特

[74] 专利代理机构 北京北翔知识产权代理有限公司

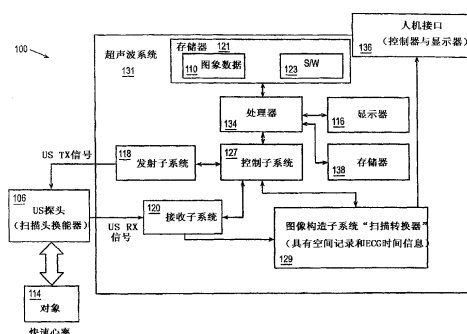
代理人 陈 霁

权利要求书 3 页 说明书 21 页 附图 21 页

[54] 发明名称 高频、高帧率超声波成像系统

[57] 摘要

一种产生超声波图像的系统，包括扫描头和处理单元，扫描头具有能以至少 20 兆赫兹 (MHz) 的频率产生超声波能量的换能器，处理单元用于接收超声波能量和以至少 15 帧每秒 (fps) 的帧率产生超声波图像。



1. 一种产生超声波图像的方法，包括：

以至少 20 兆赫兹（MHz）的频率产生超声波；

以至少 20 兆赫兹（MHz）的频率发射超声波到对象中；

5 接收来自所述对象的超声波；和

处理接收的超声波以提供具有至少 15 帧每秒（fps）的帧率的图像。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，还包括在小动物上使用超声波。

10 3. 根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，还包括在小鼠（mouse）上使用超声波。

4. 根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，还包括在大鼠（rat）上使用超声波。

15 5. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，还包括使用 20MHz 至 60MHz 的频率范围内的超声波。

6. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，还包括利用超声波来引导针。

7. 根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，还包括对所述小动物体内的器官成像。

20 8. 根据权利要求 7 所述的方法，其特征在于，还包括对从肺、心脏、脑、肾、肝和血液中选择器官成像。

9. 根据权利要求 7 所述的方法，其特征在于，还包括对瘤的状态成像。

25 10. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，还包括处理所述接收的超声波以实时提供图像。

11. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，还包括处理所述接收的超声波以提供具有小于 30 微米（ μm ）的空间分辨率的图像。

12. 一种形成超声波图像的系统，包括：

30 扫描头，所述扫描头具有能以至少 20 兆赫兹（MHz）的频率产生超声波能量的换能器；和

处理器，所述处理器用于接收超声波能量和生成具有至少 15 帧每秒（fps）的帧率并具有小于 30 微米（ μm ）的空间分辨率的图像。

13. 根据权利要求 12 所述的系统, 其特征在于, 所述扫描头还包括位于所述换能器之上的声窗, 所述声窗具有厚度小于 25 微米(μm)的隔膜。

14. 根据权利要求 13 所述的系统, 其特征在于, 所述声窗是可拆卸的。

15. 根据权利要求 14 所述的系统, 其特征在于, 所述声窗是从聚碳酸酯、聚酯、丙烯酸和聚甲基戊烯中选择的。

16. 根据权利要求 13 所述的系统, 其特征在于, 所述隔膜的材料是从聚酯、聚碳酸酯、丙烯酸、热塑弹性体、硅氧烷弹性体、Surlyn® 离子交联聚合物、Surlyn® 8940、Kapton®、聚甲基戊烯、TPX® MX-002、TPX® 95、MX-004; Teflon®、Mylar®、聚乙烯、聚碳酸酯、聚丙烯和聚氨基甲酸酯膜中选择的。

17. 根据权利要求 13 所述的系统, 其特征在于, 所述隔膜的材料是低密度聚乙烯。

18. 根据权利要求 13 所述的系统, 其特征在于, 所述换能器产生从 20MHz 到 60MHz 的超声波能量。

19. 根据权利要求 13 所述的系统, 其特征在于, 所述换能器被封装在耦合流体中, 并且是悬浮的。

20. 根据权利要求 16 所述的系统, 其特征在于, 所述隔膜防止换能器直接接触对象。

21. 根据权利要求 12 所述的系统, 其特征在于, 所述扫描头以至少 1 微米的精度定位所述换能器。

22. 一种产生超声波图像的系统, 包括:
以至少 25 兆赫兹 (MHz) 的频率产生超声波的装置;
发射所述超声波到对象中的装置;
接收来自所述对象的超声波的装置; 和
处理所述超声波以提供具有至少 15 帧每秒 (fps) 的实时帧率并具有小于 30 微米 (μm) 的空间分辨率的图像的装置。

23. 根据权利要求 22 所述的系统, 其特征在于, 还包括将所述超声波发生装置与对象隔离的装置。

24. 根据权利要求 23 所述的系统, 其特征在于, 所述隔离装置将所述超声波发生装置封装在耦合流体中。

25. 根据权利要求 24 所述的系统，其特征在于，所述隔离装置是从聚碳酸酯、聚酯、丙烯酸和聚甲基戊烯中选择的。

26. 根据权利要求 24 所述的系统，其特征在于，所述隔离装置还包括从聚酯、聚碳酸酯、丙烯酸、热塑弹性体、硅氧烷弹性体、
5 Surlyn®离子交联聚合物、Surlyn® 8940、Kapton®、聚甲基戊烯、TPX® MX-002、TPX® 95、MX-004；Teflon®、Mylar®、聚乙烯、聚碳酸酯、聚丙烯和聚氨基甲酸酯膜中选择的隔膜。

27. 根据权利要求 24 所述的系统，其特征在于，所述隔离装置还包括低密度聚乙烯。

10 28. 根据权利要求 22 所述的系统，其特征在于，还包括以至少 1 微米的精度将所述超声波发生装置定位的装置。

29. 一种产生超声波图像的方法，包括：

以至少 25 兆赫兹（MHz）的频率产生超声波；

以至少 25 兆赫兹（MHz）的频率发射超声波到对象中；

15 接收来自所述对象的超声波；和

处理接收的超声波以提供具有至少 15 帧每秒（fps）的实时帧率并具有小于 30 微米（ μm ）的空间分辨率的图像。

高频、高帧率超声波成像系统

相关申请交互引用

5 本申请要求以下申请的优先权和利益：2002年10月10日提出申请的、标题为“RMV SCANHEAD SYSTEM (RMV 扫描头系统)”、(代理人卷号 NO.14157PRO) 的美国临时申请 NO.60/417,164; 2003年5月9日提出申请的、标题为“SCAN HEAD FOR ULTRASOUND IMAGING SYSTEM (用于超声波成像系统的扫描头)”、(代理人卷号 NO.T00518-0005-USP2 (190304-327786)) 的美国临时申请 NO.60/468,958; 2003年5月9日提出申请的、标题为“REMOVABLE ACOUSTIC WINDOW (可拆卸式声窗)”、(代理人卷号 NO.T00518-0014-PROV-US (190304-326186)) 的美国临时申请 NO.60/468,956; 以及2003年5月14日提出申请的、标题为“METHOD AND APPRATUS FOR OBTAINING AN ULTRASOUND IMAGE(用于获取超声波图像的方法和装置)”、(代理人卷号 NO.T00518-0011-USP1 (190304-325200)) 的美国临时申请 NO.60/470,234, 所有这些专利申请在这里通过引用的方式纳入本文件中。

20 背景技术

20 世纪 70 年代末 80 年代初发展起来的、用于对人体组织成像的扫描头仍然可用于许多超声波成像应用中。位于扫描头内的换能器包括由压电材料组成的圆盘，圆盘被电激励时以一定的频率振动，该频率通常被选择介于 2MHz 到 10MHz 之间。在这些频率下，换能器的振动能量是有方向性的，并且自一个薄圆盘的两面以合理的确定射束辐射。一般而言，自换能器背面辐射的能量被适合的材料吸收，而自换能器前面辐射的能量通过一种具有低损耗特征的、能发射超声波能量的流体耦合到患者。该能量通过薄的、低损耗罩射出，进一步借助施用于患者皮肤的透声 (sonolucent) 凝胶被耦合到患者。由超声波能量与身体组织的相互作用引起的回波以相同的路径逆路线传播，并且当这些回波到达换能器时它们产生一个电信号，该电信号的强度是患者体内目标的回音强度 (echogenicity) 和该目标在患者皮肤下面的深度的函数。在深度上的位置根据发射脉冲与接收回波之间的时间间隔来确定。扫描头利用该信息以及连接到换能器的位置编码器所提供的指向信息来生成位于患者体内扫描平面中的组织的灰度色标图

像,该图像在换能器每次扫描图像平面时被更新和修正。换能器的两次扫描构成一个工作周期,该工作周期称作 1Hz,相当于 2 帧每秒。

5 二维超声波图像(也称作 B 超)由大量邻近的、被称为 A 型扫描的超声波数据线组成,通过换能器的连续扫描自扫描头获得。当换能器发射超声波脉冲到正被研究的组织中、然后接收由该组织沿着该换能器的射束轴反射的超声波信号时,获得超声波数据线。超声波数据线位于同一平面内,并通常以恒定的间隔隔开。每根数据线通过在该平面内按已知的增量距离横向移动超声波射束轴来获得。超声波图像可以具有线性格式或扇形格式,在线性格式中线条互相平行且等距,10 在扇形格式中线之间的夹角相等并自一个顶点辐射。为了产生线性格式的图像,换能器被横向移动而不改变换能器与它所沿着移动的线之间的角度。为了产生扇形格式的图像,换能器被安装到一个工作夹具中,该夹具围绕一个顶点转动使换能器在一段弧上移动。当换能器移动时,扫描平面内的位置被跟踪以便相关联的超声波系统能在显示图像内的正确位置显示超声波线数据。15

早期的临床诊断超声波系统利用摇摆扫描头来产生扇形格式的图像。这些系统利用 2 至 5MHz 范围内的低频超声波。摇摆扫描头通常由位于充满流体的腔内的换能器、马达、位置编码器和超声波所通过的声窗组成。马达驱动机构经常经由一段弧移动换能器来产生扇形扫描型图像格式,同时位置编码器跟踪换能器位置。充满流体的腔的一个壁面作为声窗,它面向正被成像的组织,通常由硬的塑性材料制成。该窗口允许超声波以极小的衰减通过。另外,一般而言,有一个不通过该窗口的反射超声波。这个波在消散之前能在换能器与该窗口之间来回反响几次。到达换能器的回响分量能在超声波图像中引起非期望的20 的质像。该反射波的大小由窗口所使用的材料与换能器腔中的流体之间的声阻抗不匹配程度决定。衰减量由窗口材料决定,在超声波能量通过该窗口时产生。窗口处的衰减和反射都是不期望的。

在 80 年代,这些机械扫描换能器开始被由多个窄的压电元件组成的固态器件代替,其中压电元件被顺序激励时可用来建立图像。这些30 “线性阵列”扫描头与机械扫描头是同时发展起来的,但提供的图像质量较差。在整个 80 年代到 90 年代期间,进一步的工作促成了“相控阵列”扫描头的发展,“相控阵列”扫描头能以允许电子射束控制方向和聚焦的方式来激励元件组,这总体上产生比任何机械扫描头好的、帧率为 60 帧每秒的图像。现在,相控阵列被广泛用于人体组织的超声波成像中。然而,一种利用工作在 5MHz 的频率下的换能器的35

典型相控阵列系统可以具有 0.5mm 的空间分辨率。

具有较高工作频率的一个缺点是：随着工作频率增加，制造困难使得建立相控阵列型成像系统具有一定难度。因此，目前的工作在 30-40MHz 范围内的系统一般使用机械扫描单元件换能器，该系统就扫描头而言在工作原理上与上述机械扫描系统类似。但是，高频通常导致高衰减，从而由声窗引起的衰减显著增加。因此，目前的高频换能器利用非封装换能器，非封装换能器与线性伺服马达和位置编码器系统一起来回运动。在更高频率（高于 30MHz），由于材料的理论性能和特性随着频率增加而下降，所以换能器封装是不切实际的。

对高频换能器，因为不能进行封装，所以移动的换能器是暴露在外的。到正被成像组织的声耦合通过在该组织表面形成一团超声波凝胶来实现，移动的换能器被放入凝胶中。好的成像依赖于换能器与组织之间存在的连续凝胶层。如果换能器与凝胶失去联系，或者如果在换能器表面形成空气泡，成像将受到损害或者甚至是不可能的。因为迅速移动的换能器会破坏凝胶层并很可能脱离接触，所以这种类型的成像被限制在较低的帧率。暴露的换能器的其它缺点在于，它们可能对脆弱的组织造成危险，并且可能使换能器容易受到因碰撞造成的可能的损坏。

机械超声波扫描头的另一个缺点是利用动磁式马达。动磁类型吸引人的地方在于，由于驱动线圈是固定的且永久磁铁被固定在移动部件或转子上，所以不需要软导线为驱动线圈供电。此外，电磁型马达效率低。通常的机械扫描头消耗高达 3 瓦特的电功率，这些功率转化成热，而热必须通过扫描头壳体的塑料壁来散逸。因为壳体一般是热的弱导体，所以扫描头的内部温度会升高，这使材料随着时间的推移而退化，改变器件的声性能，甚至会使对象感觉不舒适。电磁马达效率低的另一个原因是在力求使振荡质量小的过程中，移动磁体必须相对较小。为了获得一定的扭矩，马达电流相应地要高，这引起高的 $I^2 R$ 损耗。这些损耗大约按照扫描率的平方增加。

发明内容

在一个实施例中，高频、高帧率超声波成像系统包括一个扫描头和一个处理器，扫描头具有能以至少 20 兆赫兹（MHz）的频率产生超声波能量的换能器，处理器用于接收超声波能量和以至少 15 帧每秒（fps）的帧率产生超声波图像。

还提供了有关的操作方法。对本领域的普通技术人员来说，通过对以下附图和详述的分析，该高频、高帧率超声波成像系统的其它系

统、方法、特征和优点将是明显的或者将会变得明显。目的在于，所有这样的附加系统、方法、特征和优点包含在该说明书中，包含在高频、高帧率超声波成像系统的范围以内，并通过附加权利要求得到保护。

5 附图简述

参照以下附图将能更好地理解该高频、高帧率超声波成像系统。图中的元件没有必要按比例绘制，而是要将重点放在清楚地说明该高频、高帧率超声波成像系统的原理上。此外，在图中，相同的参考标号表示所有不同视图中的对应部分。

10 图 1A 是扫描头系统的一个实施例的图解。

图 1B 是说明图 1A 的超声波成像系统的框图。

图 2 是图 1 中系统的扫描头的透视图。

图 3A 是图 2 的扫描头的侧视图。

图 3B 是图 2 的扫描头的俯视图。

15 图 4 是图 3B 中扫描头沿 A-A 线的剖视图。

图 5 是说明图 3A、3B 和 4 中扫描头的详细示意图。

图 6 提供了图 4 中扫描头的其它细节。

图 7 提供了图 3A 中扫描头的其它细节。

图 8 示范了枢轴管 6 的交替运动。

20 图 9 是图 1A 中系统的扫描头的另一实施例图解。

图 10 是图 9 中扫描头的纵向横截面。

图 11 是图 9 的扫描头中的电枢部件的透视图。

图 12 是图 9 中扫描头的一部分的透视图。

图 13 是图 9 中扫描头的释放部件的分解图。

25 图 14 是图 13 的快速释放部件的装配图。

图 15 是图 9 中扫描头的一个密封件的透视图。

图 16 是图 9 中扫描头在测试结构中的透视图。

图 17A 是图 9 的扫描头的镜轮的透视图。

图 17B 是同一个可选护套一起示出的图 17 中镜轮的透视图。

30 图 18 是在分离位置的图 17 的镜轮的另一视图。

图 19A 是图 17 的侧视图。

图 19B 是图 19A 的细节视图。

图 20 是图 17 的横截面。

图 21 是图 17 的剖视图。

35 图 22 是图 17 的镜轮的端视图。

图 23 是图 17 的声窗的端视图。

图 24 是描述显示器上的图像的屏幕抓图。

图 25 是说明高频、高帧率超声波成像系统的一个方面的操作的流程图。

5 详细描述

参照图 1A, 超声波扫描系统 100 具有一个电子电路 102, 电子线路 102 用于发射一连串超声波脉冲 104 给探头或扫描头 106 和从探头或扫描头 106 接收一连串超声波脉冲 104。扫描头 106 可以放在对象 108 上面以记录扫描平面 112 的图像数据 110, 从而将目标 114 的横截面显示在显示器 116 上。目标 114, 例如, 可以是一个诸如小鼠 (mouse)、大鼠 (rat) 或另外的研究对象之类的小动物的器官。可以进行成像的器官的例子包括但不限于: 肺、心脏、脑、肾、肝或在对象体内流动的血液。另外, 超声波成像系统可以用来对瘤的状态成像。电路 102 具有用于产生脉冲 104 的发射子系统 118, 和用于接收对应的回波脉冲 104 的接收子系统 120, 回波脉冲 104 被送至计算机 122 中供处理并最终显示为图像扫描数据 110。扫描头 106 在 126 连接到电路 102。扫描头 106 具有换能器部件 124, 换能器部件 124 具有隔膜 125 并连同力矩马达 130 一起连接到位置编码器 128。编码器 128 和马达 130 监视扫描头 106 内换能器部件 124 的位置。相应的位置数据 132 随着代表图像数据 110 的脉冲 104 被传送给计算机 122。扫描头 106 可以用作封装实时探头, 用于以诸如, 但不限于, 高于 20MHz 并且包括 25MHz、30MHz、35MHz、40MHz、45 MHz、50MHz、55MHz、60MHz 以及更高频率的高频率记录和显示实时获得的图像数据 110。另外, 还预期远大于上面提到的那些频率的换能器工作频率。

再参照图 1A, 系统 100 还包括系统处理器 134。处理器 134 连接到显示器或监视器 116 和诸如键盘、鼠标或其它合适设备之类的人机接口 136。如果监视器 116 是触敏型的, 则监视器 116 可以用作人机接口 136 的输入元件。计算机可读储存媒介 138 连接到处理器 134, 用于提供指令给处理器 134 以指示和/或配置监视器 116 的操作, 从而在监视器 116 上记录和显示数据 110 和 132。计算机可读媒介 138 可以包括硬件和/或软件, 仅举例, 如磁盘、磁带、诸如 CD-ROM 之类的光可读媒介以及诸如 PCMCIA 卡之类的半导体存储器等。在所有情况下, 媒介 138 可以采用诸如小磁盘、软盘、磁带之类的便携式产品的形式, 或者它可以采用诸如硬盘驱动器、固态存储器卡或连接

到处理器 134 的 RAM 之类的较大的或固定的产品的形式。应该注意到，上面列举的媒介 138 的例子可以单独使用或结合使用。

图 1B 是说明图 1A 中的超声波成像系统 100 的框图。系统 100 对对象 114 进行操作。超声波探头 106 可以放在接近对象 114 的位置以获取图像信息。

超声波系统 131 包括控制子系统 127、扫描转换器 129、发射子系统 118、接收子系统 120 和用户输入设备 136。处理器 134 连接到控制子系统 127，显示器 116 连接到处理器 134。存储器 121 连接到处理器 134。存储器 121 可以是任何类型的计算机存储器，并且一般被称为随机存储器“RAM”，高频、高帧率超声波成像系统的软件 123 在存储器 121 中执行。

高频、高帧率超声波成像系统可以利用硬件与软件的组合来实现。高频、高帧率超声波成像系统的硬件实现可以包括以下技术中的任何一种或一个组合：分立电子元件、具有用于对数据信号执行逻辑功能的逻辑门的分立逻辑电路、具有合适的逻辑门的专用集成电路、可编程门阵列（PGA）、现场可编程门阵列（FPGA）等，它们都是本领域的公知技术。

高频、高帧率超声波成像系统的软件包括用于实现逻辑功能的可执行指令的顺序清单，它可以被包含在任何计算机可读媒介中供通过或连同，诸如基于计算机的系统、包含处理器的系统或者可以从指令执行系统、装置或设备取指令并执行指令的其它系统之类的，指令执行系统、装置或设备来使用。

在该文件的上下文中，“计算机可读媒介”可以是任何能容纳、存储、通讯、传播或传输程序的装置，其中程序通过或连同指令执行系统、装置或设备来使用。计算机可读媒介可以是，例如，但不限于：电子或磁或光或电磁或红外或半导体系统、装置、设备或者传播媒介。计算机可读媒介的更特定的例子（非穷举）包括下列各项：具有一个或多个线路的电连接机构（电子）、便携式计算机磁盘（磁）、随机存储器（RAM）、只读存储器（ROM）、可擦可编程只读存储器（EPROM 或闪存）（磁）、光纤（光）和便携式只读光碟存储器（CDROM）（光）。应该注意的是，由于程序能用电子方式捕捉，例如，通过对纸张或另外的媒介进行光扫描，然后被编译、解释或者如果必要可以以合适的方式另外进行处理，然后被存储在计算机存储器中，所以计算机可读媒介甚至可以是纸张或别的可以在上面印刷程序的合适媒介。

存储器 121 还包括由超声波系统 100 获取的图像数据。计算机可读存储媒介 138 连接到处理器，用于提供指令给处理器以指示和/或配置处理器，进而执行与超声波系统 131 的操作有关的步骤或算法，下面将进一步解释。计算机可读媒介 138 可以包括硬件和/或软件，
5 仅举例，如磁盘、磁带、诸如 CD-ROM 之类的光可读媒介以及诸如 PCMCIA 卡之类的半导体存储器等。在所有情况下，该媒介可以采用诸如小磁盘、软盘、磁带之类的便携式产品的形式，或者它可以采用诸如硬盘驱动器、固态存储器卡或支持系统中提供的 RAM 之类的较大的或固定的产品的形式。应该注意的是，上面列举的该媒介的例子
10 可以单独使用或结合使用。

超声波系统 131 包括控制子系统 127，以控制超声波系统 131 中各种元件的操作。控制子系统 127 和相关的元件可以是用于指示通用处理器的软件或者是硬件实现中的专用电子设备。超声波系统 131 包括
15 扫描转换器 129，转换器用于将由接收的超声波回波生成的电信号转换成可以由处理器 134 操作、并能被转化成显示器 116 上的图像的数据。控制子系统 127 连接到发射子系统 118 以提供超声波发射信号给超声波探头 106。超声波探头 106 又提供超声波接收信号给接收子系统 120。接收子系统 120 也提供代表接收信号的信号给扫描转换器 129。接收子系统 120 还连接到控制子系统 127。扫描转换器 32 由控制
20 子系统 127 控制以对接收的数据进行操作进而利用图像数据 110 再现供显示的图像。

超声波系统 131 经由超声波探头 106 发射和接收超声波数据，提供接口给用户以控制成像系统 100 的工作参数，并处理适于表达表征解剖学和/或生理学的静止和移动图像的数据。图像通过接口显示器
25 116 呈现给用户。

超声波系统 131 的人机接口 136 获取来自用户的输入，并转化该输入以控制超声波探头 106 的操作。人机接口 136 还通过显示器 116 将经处理的图像和数据呈现给用户。

参照图 2，扫描头 106 的框架 140 由两个侧板 1a 和 1b 组成，它们的近端安装在位置编码器 128 上，远端安装到枢轴架 3 上。位置编码器 128 可以是，例如，一个诸如 Renishaw RGB25 之类的光编码器。鼻轮 20 可以以可释放的方式安装到扫描头 106 的远端。侧板 1a 和 1b 提供了一个外壳以允许用扫描头 106 进行手持扫描和固定扫描。
30 此外，该外壳为电缆 142 提供了进/出扫描头 106 的应变减小入口/

出口点。外壳可以包括一个射频 (RF) 屏蔽元件。

参照图 3A、3B、4 和 5，一对球轴承 4 位于枢轴架 3 中以定位转子部件 5，其允许换能器部件 124 自由地在枢轴上来回转动通过约 20 度的角。转子部件 5 包括连接到轭 7 的枢轴管 6。通过枢轴轴承 4 的螺钉将它们固定到轭 7。部件 124 的换能器 8 连接到枢轴管 6 的远端，它的同轴信号电缆 8a 延伸穿过枢轴管 6，并伸出穿过一个狭槽 6a，被固定到电路 102 的电路板 23 (见图 1A) 上。在转子部件 5 的近端，轻质而高强度的叶片 9 支撑转子线圈 10a 和 10b、编码器代码轨道 12 和霍尔传感器磁体 13。柔性同轴电缆 14 从转子部件 5 通向对着换能器同轴电缆 8a 的侧。这些电缆都被布置成当换能器部件 124 在扫描头 106 内往返振荡时，它们可以自由弯曲而不约束或接触其他结构。塑胶外壳 31 和 31a 整体安装。组装时，装配螺母 32 固定在两个外壳半部 31 与 31a 之间。装配螺母 32 具有螺纹孔，若有必要，可以通过该螺纹孔将扫描头 106 固定在支撑臂 (未示出) 上。

再参照图 3A、3B 和 4，鼻轮 20 充满声耦合流体 15。扫描头 106 的远端通过声窗 125 密封，声窗包括声透明塑胶膜，这将在下面作进一步详细描述。O 形环 17 在鼻轮 20 与枢轴架 3 的鼻状物 18 之间建立一个密封。橡胶密封横隔膜 19 位于鼻状物 18 和枢轴架 3 之间，形成一个流体紧密密封。另一流体紧密密封建立在该密封横隔膜和枢轴管 6 之间，这是因为密封横隔膜 19 中用于枢轴管 6 的孔比枢轴管 6 小，从而在装配过程中，当密封横隔膜 19 被放在枢轴管 6 上时建立一个紧密密封。在运行过程中，密封横隔膜 19 弯曲以允许枢轴管 6 来回振荡，同时保持它们之间的流体密封。为了减小密封横隔膜 19 的弯曲角度，它大致在枢轴管 6 的枢轴点处与枢轴管 6 接触。轭 7 跨在这个点上以越过密封横隔膜 19。一个包括，例如卡接式锁定机构的锁板 34 位于紧靠鼻轮 20 的后面的位置。当鼻轮 20 被放在鼻状物 18 上时，两个螺钉 34a 的头部通过锁板 34 中的孔。在一个方向上约 10 度的扭动使螺钉 34a 的柄在锁板 34 的短曲槽中行进，如所示限制螺杆 34a 的头部并将鼻轮 20 锁定在扫描头枢轴架 3 上。应该注意的是，通过将这一动作简单地颠倒就可以将鼻轮 20 拆除。注入口 35 可以用来在刚开始将鼻轮 20 中的空腔 15 充满声流体以及周期性地访问腔 15 以消除任何可能出现的泡沫。

再参照图 3A、3B 和 4，换能器部件 124 固定在枢轴管 6 的远端，形成一个流体紧密密封。当运动时，换能器 8 的末端面与声窗 125 保持一个固定的距离（例如在 0.5mm 到 1mm 之间，但并不限于此范围）。同轴电缆 8a，用于传送信号给换能器 8 并传送来自换能器 8 的信号，
5 沿着枢轴管 6 的中心向前，在枢轴附近的狭槽 6a 伸出，从而将同轴电缆 8a 的运动减到最小。在运行过程中，同轴电缆 8a 的松弛长度吸收相对运动，该松弛长度位于狭槽 6a 和同轴电缆 8a 在近端的终点，即小印刷线路板（PWB）23 之间。为此，同轴电缆 8a 和同轴电缆 14 被构造成具有长的弯曲寿命。例如，电缆 8a 和 14 可以利用小直径（约
10 1mm）的优良导体制造，从而提高柔韧性。PWB23 包含用于放大来自换能器 8 的信号的前置放大器，并充当来自两个霍耳传感器 13 的信号线、电源线和地线的终端。PWB23 还接收通过电缆盖 33 进入扫描头 106 的线 21、以及编码器电缆 25a。

参考图 3A、3B 和图 4，还在图 6 中用数字 10 联合示出的转子绕组
15 10a 和 10b、编码器代码轨道 12 和霍耳传感器激励磁体 13 都固定在枢轴管 6 的近端。中间支撑结构 27 用夹在如（0.1mm）的薄环氧-玻璃板之间的刚性聚乙烯泡沫塑料组成，形成轻质但刚性的型芯以支撑转子绕组 24，尤其是编码器代码轨道 12。

参照图 3B 和图 4，支撑铁板 2 和 2a 固定在侧板 1a 和 1b 的内面。
20 场磁体 28 和 28a 分别焊接到支撑铁板 2 和 2a 上。场磁体 28 和 28a 通过垂直于它们的相对面的变薄（thin）方向被磁化。每个磁体 28 和 28a 都有 4 个磁极；每一面的一半是北极，另一半是南极。转子部件 5 在两个磁体 28 和 28a 之间的缝隙中往返运动。磁体 28 的南极隔着缝隙与磁体 28a 的北极相对。磁体 28 的北极与磁体 28a 的南极相对。
25 两个相对的磁体 28 和 28a 之间有两个极间空隙，它们以相反的方向被极化。转子线圈 10 的一部分 10a 被限制在一个极间空隙范围内振荡，另一部分 10b 在另一个极间空隙内振荡。

参照图 5，所示意的是包含转子部件 5 的扫描头 106 的分解图。

参照图 6，力矩马达 130 在一个有限角内，即约 10-14 度，往返转
30 动枢轴上的管或支撑臂 6。换能器部件 124 连接到支撑臂 6 的一端，位置编码器代码轨道 12 连接在支撑臂 6 的另一端。部件 124 的换能器 8 被对准使得聚焦的超声波射束朝向沿着枢轴管 6 的纵轴并且远离

枢轴点的方向。壳体和鼻轮 20 包围力矩马达 130、位置编码器 128 和换能器 8 使得换能器 8 位于鼻轮部件 20 内。鼻轮部件 20 可以充满水（或别的适于传导超声波的介质）；由于密封件 19 的存在，力矩马达 130 和位置编码器 128 是干燥的。枢轴管 6 穿过柔性密封件 19，
5 从而使枢轴管 6 能往返运动。声窗 125 可放在鼻轮 20 的末端。

用于扫描头 106 中的位置编码器 128 可以是，例如一个分辨率为 1 微米（ μm ）的光编码器。位置编码器 128 与一个在这里被称为编码器代码轨道 12 的网状磁带条一起协同工作。当编码器代码轨道 12 上的一段标线（reticule）通过一个与位置编码器 128 相关联的光传感器时，位置编码器 128 利用该光传感器对标线计数。该传感器可以检测枢轴管 6 的近端 150 的两个运行方向，并跟踪枢轴管 6 的远端 152 的运行位置，跟踪精度在 1 微米内。
10

再参考图 6，编码器代码轨道 12 可以连接到扫描头 106 的枢轴管 6 的尾部，与枢轴管 6 的枢轴点 154 保持一个已知的径向距离。编码器代码轨道 12 被装配到具有一个半径的精确曲面，以致编码器代码轨道 12 处处与枢轴管 6 所描绘出的弦（chord）相切。当枢轴管 6 在枢轴上转动时，编码器代码轨道 12 在位置编码器 128 中的光传感器之下往返通过。结果是枢轴管 6 的远端 152 在以其为半径固定了编码器代码轨道 12 的半径上的位置的数字化信息。该位置信息可以用来确定位于枢轴管 6 另一端的、离枢轴点相同的径向距离的换能器 8 的位置。如果需要，还可以使用所测量的近端 150 和远端 152 到枢轴点 154 的不同距离。位置编码器 128 和枢轴管 6 的近端 150 之间的光耦合可以减少位置编码器 128 和电路 102 所产生的电子噪音自换能器 8 的发射。
15

换能器 8 可以是一个具有大于 30MHz 的频率的高频率单元件聚焦压电超声波换能器，该频率可以在 40 兆赫兹左右。在电路 102（见图 1A 和图 1B）的操作的发射阶段，换能器 8 接收 RF 电脉冲 104 作为输入，并产生超声波声脉冲 104 作为输出。在接收阶段，执行相反的过程以致换能器 8 的输入是超声波声脉冲 104，脉冲 104 由换能器 8 转化为数据 110 所代表的射频电信号。用于扫描头 106 中的换能器 8 可以是一个以这种方式制造的宽带换能器 8，即保证与腔 15 内的声介质具有良好的声匹配。
25
30

5 枢轴管 6 可以是一个超轻重量的不锈钢管，由轴承部件 4 以这种方式固定以致它围绕其中点 154 在枢轴上转动。换能器 8 与枢轴管 6 的一端连接，同时编码器代码轨道 12 与枢轴管 6 的另一端连接。枢轴管 6 包含位于轴承部件 4 和编码器代码轨道 12 之间的力矩马达 130 的线圈，因而构成了力矩马达 130 的一个完整部分。由管形材料制成的枢轴管 6 还充当换能器同轴电缆 8a 的管道。

10 参照图 7，枢轴轴承 4 包含一对球轴承和一个离轴或偏置夹具 146，夹具 146 夹持枢轴管 6。偏置夹具 146 允许枢轴管 6 的枢轴点始终是电缆 8a 的路线可到达的，并提供到枢轴管 6 的机械连接和去连接。轴承 4 可由精密轴承和精确机加工的元件构成，以保证围绕枢轴点 154 进行高度可重复的单轴旋转。偏置夹具 146 一端连接到枢轴管 6，另一端用销钉 148 以可转动的方式固定在枢轴点 154。

15 柔性密封件 19 安装在枢轴管 6 的中点和卡入包括锁板 34 和两个螺钉 34a 的快速释放部件的鼻轮 20 的尾部。密封件 19 可由弹性体膜制成，该弹性体膜被扣紧以在枢轴管 6 和鼻轮 20 之间形成流体紧密密封。密封件 19 将充满流体的鼻轮 20 与外壳中保持干燥的其余部分隔开。

20 两个霍耳传感器 13 被放在扫描头 106 的外壳中，以便它们检测枢轴管 6 通过它们各个传感器 13 的行程。传感器 13 被这样放置以使它们在力矩马达 130 的最大安全行程产生一个信号。限位开关 13 也关于枢轴点 154 对称放置，以便它们可以用来让系统回到零偏转位置、初始 (homed) 位置或者正常位置。

25 鼻轮 20 中的空腔 15 可充满流体。鼻轮 20 提供一个安装结构，声窗 125 可以连接到此安装结构。鼻轮 20 的特征是将一个排出/注入螺孔用作注入孔 35，通过该注入孔可以向腔 15 内添加流体或从腔 15 中移走流体。鼻轮 20 可以包括一个卡接式快速释放部件，该部件允许鼻轮 20 被快速拆卸或更换而不需要工具并且同时保证流体紧密密封。

30 声窗 125 包括一个由与腔 15 内的流体声匹配良好的材料制成的薄的隔膜。声窗 125 被放在这样一个位置以致它在换能器的整个行程范围 (例如 0.5mm 到 1mm) 内始终保持接近并垂直于换能器 8 的表面。可以基于已知的整体声特性来最初选择或否决用来形成声窗的材料。

可以选择表现出在 1.3 到 1.7 兆雷耳 (MRayl) 范围内, 例如 1.5 兆雷耳的声阻抗的膜。诸如膜的连接方式之类的机械约束影响声阻抗和用作声窗 125 的总体适当性。可以用来制造声窗的材料包括: 厚度从大约 $0.9\ \mu\text{m}$ 到 $4.5\ \mu\text{m}$ 范围内的聚酯膜; 厚度为 $5\ \mu\text{m}$ 、 $10\ \mu\text{m}$ 、 $15\ \mu\text{m}$ 和 $25\ \mu\text{m}$ 的聚四氟乙烯 (PTFE); 厚度为 $15\ \mu\text{m}$ 、 $25\ \mu\text{m}$ 和 $50\ \mu\text{m}$ 的低密度聚乙烯 (LDPE); 厚度为 $2\ \mu\text{m}$ 的聚碳酸酯; 厚度为 $4\ \mu\text{m}$ 的聚丙烯; 厚度为 $60\ \mu\text{m}$ 的乳胶弹性体和厚度为 $25\ \mu\text{m}$ 的硅氧烷弹性体, 在多种配置下对材料进行试验, 其中配置包括将超声波射束到形成声窗 125 的膜的入射角从 90 度变到 110 度。换能器频率为 30 - 40MHz 时, 使用这些材料和厚度。当频率增加时可能用更薄的膜。此外, 可以改变封装耦合流体以改善与声窗 125 的隔膜的声匹配。例如, 可以用 1,2-亚乙基二醇、三甘醇、水、轻石蜡油和各種乙二醇水溶液。作为耦合流体的水和 $25\ \mu\text{m}$ 厚的 LDPE 膜可用作声窗 125 的隔膜。另外, 提供用 $5\ \mu\text{m}$ 厚或者 $15\ \mu\text{m}$ 厚的 PTFE 组成的声窗 125。此外, 还可以提供硅氧烷弹性体作为组成声窗 125 的隔膜。声窗 125 在鼻轮 20 和扫描头 106 的外部环境之间保持一个流体紧密密封。因此, 同高频超声波换能器 8 一起使用的声窗 125 是薄的, 并可以由具有与腔 15 内流体的声抗阻十分接近的声阻抗的材料组成。

电子电路 102 为扫描头 106 提供一个低噪声 RF 前置放大器和一个专利高保真度保护电路。该电子电路 102 保护接收子系统 120 内的敏感接收装置不受用来驱动换能器 8 的高能量脉冲 104 影响。低噪声前置放大器以最小限度的失真来增大换能器 8 的信号。

再参照图 3A、3B 和图 4, 在扫描头 106 的运行过程中, 当通过同轴电缆 14 将直流 (DC) 电压信号施加到转子线圈 10 时, 由转子线圈部分 10a 与转子线圈部分 10b 中的电流产生的洛伦兹力在相同的方向上起作用, 从而使转子部件 5 围绕枢轴轴承 4 顺时针旋转或者逆时针旋转, 旋转方向取决于所施加电压的极性。当启动扫描头 106 时, 一个直流电压信号被施加到转子线圈 10 以驱动转子部件 5 向其运动范围的一端运动。在转子部件 5 到达行程的该端之前, 霍耳传感器 13 触发两个霍耳传感器磁体 26 和 26a 中的一个, 每个行程端的一个霍耳传感器磁体固定在侧板 1a 和 1b 上。控制子系统 127 通过将提供给转子的电压极性反向来进行响应, 从而驱动转子部件 5 向相反的方向

运动直至另一个霍耳传感器 13 被触发。这期间位置编码器 128 始终读取编码器代码轨道 12 的信息并确定换能器 8 关于霍耳传感器 13 所指示的两个行程端冲程的位置。现在控制系统可以驱动换能器 8 经过任何路径往返运动, 利用来自用于位置反馈的位置编码器 128 的信号将速度分布图用程序写入控制器中。

例如, M 模式和多普勒模式是适合于扫描头 106 的两种操作模式。对于这些模式中的每一种, 转子部件 5 被电驱动到一个固定位置, 通常由操作员利用与用于输入命令的人机接口 136 相关联的操纵柄来进行控制。操作员(未示出)可以观察在时间上固定在显示器 116 上的一个图像或观察一系列周期性更新的图像, 并操纵换能器 8 所指的方向。换能器 8 所指方向的电子表示形式 144 (图 1) 可以显示在显示器 116 上的超声波图像之上, 并可以用作可见反馈。对于组织的诊断成像, 超声波的传播路径应该完全在水中或具有非常接近组织的声阻抗的声阻抗的别的流体中。气隙或位于该路径内的、造成声阻抗不匹配的材料能导致非期望的反射, 该反射表现为显示器 116 上的图像中的膺像。通常在扫描头 106 与被成像的组织之间应用一种其声学特性与水很相似的耦合凝胶。

此外, 力矩马达 130 连同位置编码器 29 和编码器代码轨道 12 一起在一个闭环中运行。它们充当伺服马达, 并且受与处理器 134 相关联的马达控制系统控制以便可以由枢轴轴承 4 固定在适当位置的枢轴管 6 以一种受控方式围绕枢轴 154 往复旋转。换能器 8 可以固定于枢轴管 6 的与编码器代码轨道 12 相对的那一端。枢轴管 6 移动换能器 8, 换能器 8 在充满流体的鼻轮 20 中来回被扫描。换能器 8 的位置一直是已知的, 精度在 1 微米内。换能器 8 发射和接收超声波信息, 其中超声波信息通过电路 102 接收并放大、然后被发送给处理器 134。由于该设计的轻质且精确的特性, 考虑到在显示器 116 上生成图像数据 110 的实时显示图像, 此过程可以以 15Hz 的频率来实现。以 15Hz 的频率操作换能器 8 相当于 30 帧每秒的帧率, 因为换能器 8 两次扫描通过它的运动范围相当于 1Hz。另外, 可以增加换能器 8 的振荡频率以增加帧率。此外, 根据换能器所发射的超声波能量的频率, 超声波系统 131 提供具有小于 30 微米的空间分辨率的图像。例如, 在大约 25 兆赫兹的频率, 空间分辨率大约为 75-100 微米。随着换能器

频率的增加,空间分辨率也会提高。在40兆赫兹到60兆赫兹范围内的高换能器频率,空间分辨率有可能超过30微米。换能器的高工作频率以及具有约 $1\mu\text{m}$ 的精度的换能器精确机械定位允许超声波系统131提供具有超过 $30\mu\text{m}$ 的空间分辨率的实时超声波图像。

- 5 再者,扫描头106可以设计成手持使用的或者在工作夹具上使用的。扫描头106还可以在水槽中当作浸入式扫描器来使用,或者可以用凝胶连接到待扫描的组织。在这些场合中,可将声窗125的隔膜除去。

- 10 总之,扫描头106是一个电驱动手持成像装置,该装置在一个扇形弧范围内振荡超声波换能器8,同时保持换能器8和被成像对象108之间良好的声耦合。位置编码器128将实时位置信息传递给控制系统处理器134。当换能器8运动时,来自位置编码器128的信号触发发射脉冲104并将这样一个位置传递给系统处理器134,即,在那些脉冲104之间采集的结果数据流110应该在电子图像中在该位置被显示,该电子图像包括显示器116上的可见输出。扫描头106可以以高达和超过15Hz的频率,这相当于30帧每秒的帧率,以一种受控方式在一种流体环境内在大约10毫米的距离上连续往返移动换能器8。扫描头106内的位置编码器128能以1微米的精度实时记录换能器8的位置,并能在扫描区域内的任意位置对换能器8进行定位,定位精度达到1微米。扫描头106包含声窗125,超声波能量可以通过声窗125对准被成像的对象108。声窗125允许以最小限度的衰减和/或反射发射高频超声波。扫描头106可以小巧得足以容易地手持,并且当用15赫兹的机械旋转扫描和定位系统时能实现达1微米的定位精度。声窗125可以与频率超过60兆赫兹的高频超声波能量的发射兼容。扫描头106可以具有小于30微米的图像分辨率,同时扫描平面112(见图1A)的成像区域大约为8毫米*8毫米。

- 30 扫描头106使用单个运动部件即枢轴管6和动圈式有限角力矩马达130。力矩马达130用很小的电流提取产生很大的扭力,这是因为非运动场磁体28和28a较大并且由诸如,但不限于,钕铁硼之类的高能量积材料制成,这在转子绕组24上保持很高的B场。使用动圈式马达的另外一个优点是转子质量和转动惯量可以减到最小,这有助于减小功率消耗和振动。对象108内的、被以40兆赫兹或更高频率

成像的小结构通常与快速运动联系在一起。因此，这样的设计考虑了30赫兹或者更高的工作速度，相当于60帧每秒。

5 挠曲密封件19（见图4）将腔15内的流体与位于挠曲密封件19对侧的元件隔离开。可以通过利用一个偏置夹具146将挠曲密封件19放在转子部件5的枢轴点154附近以允许枢轴轴承4跨在可以在其所在位置将挠曲密封件19固定到枢轴管6上的点之上，这有助于将挠曲密封件19上的应力减至最小。借助挠曲密封件19中的孔与枢轴管6之间的简单摩擦配合可以实现挠曲密封件19的固定。挠曲密封件19可由具有高疲劳寿命的聚氨酯弹性体制成。

10 枢轴管6的浸入声流体中的部分和可以全部浸入声流体中的换能器8均可被设计成悬浮的。运动时，悬浮有助于消除振动，该振动在其它情况下可能是由换能器8和枢轴管6的运动造成的结果。事实上，在本发明的另一个实施例中，在枢轴点154任何一侧的整个振荡机构可以被这样调节成悬浮的，并完全浸入声流体中工作。这样实际上能
15 有助于消除所有在其它情况下可能会被发射给操作员和对象108的振动。

此外，鼻轮20可以由操作员容易地拆除和更换。鼻轮20的简化拆除和更换使得更换被损坏的声窗125或者被污染的声流体变得容易。注入孔可以被安装在鼻轮20的侧面上以在最初安装鼻轮20时将腔15内注满声流体以及当由于经常使用着而形成气泡时借助附加流体排出所有气泡。可以用一个简单的卡接式扭锁将鼻轮20固定到扫描头106的机体上。如果镜鼻20是无菌的，如对某些用途可能会出现的情形，它可以是一次性的。这样一个可更换鼻轮20的一个整体部件可以是一个由薄塑料制成的、被热封或用其它方式连接到鼻轮
20 20的机体上的一个无菌帘或护套，它可以是注射成型的塑料零件。如果需要，在拆除声窗125的情况下也可以操作扫描头106。

参照图8，如果需要，扫描头106可被设计以便臂6同一个合适的挠曲密封件19一起进行往复运动。如果需要，挠曲密封件19可设计成折叠式的。

30 扫描头106的另一个实施例在图9和图10中示出。利用参考数字206表示的扫描头的这个实施例具有许多在功能上与前一个实施例中元件相似的元件，这可从以前的描述中得以理解。扫描头206包含一

个能支撑扫描头 206 的所有元件的底座 215。一个电路板 224 被结合到扫描头 206 中。底座 215 支撑一个应变释放夹具基座 225a、一个应变释放夹具 225b 和一个应变释放 226a，它们用于在底座 215 的近端安全夹住电缆部件 226b。电缆部件 226b 连接到电路板 224 上的电连接器 229a 和 229b。电路板 224 包含一个马达控制单元和位置监视电路，并在换能器和超声波系统 131（见图 1B）的处理单元之间传递射频信号。

底座 215 支撑枢轴架 208，枢轴架 208 又支撑轭 212，轭 212 与底座 215 远端的电枢 240（图 11）连接在一起。电枢 240 将在下面参照图 11 作进一步详述。

卡接式锁盘 205a 与安装在枢轴架 208 上的鼻形物 205 上的工作夹具接口。锁盘 205a 连接到一个可拆除的鼻轮 201a 上。鼻轮 201a 具有一个包括安装到它的一端的隔膜 201b 的声窗。鼻轮 201a 围绕耦合流体腔 201c。包括鼻轮 201a 和锁盘 205a 的部件通过卡接式锁定系统安装到扫描头 206 上。

耦合流体腔 201c 围绕连接到支撑臂 203 的换能器 202a。换能器 202a 与同轴电缆 202b 相连接，同轴电缆 202b 的另一端连接到电路板 224。鼻轮 201a 包括一个注入孔以将耦合流体腔 201c 充满耦合流体。注入孔用注入孔螺钉 204 密封。模制橡胶密封圈 207 被安装到支撑臂 203 上并被布置在流体腔 201c 和枢轴架 208 之间。

包含一个轴承预装螺钉 209、精确径向球轴承 208a 和一个固定螺钉 210a 的轴承部件将电枢部件 240 固定于枢轴架 208 上，同时具有小的径向牵引且事实上没有径向或轴向余隙。轭 212 跨在支撑臂 203 上，并用转子粘结销钉 214 固定于转子 218 上。

图 12 所示为扫描头 206 的一个局部组件 250，包括一个后护铁 216a、一对后护铁柱 227a 和 227b、和后场磁体 217a。电磁线圈 218b 围绕转子 218 缠绕以形成力矩马达的电枢。光编码器代码轨道 219 固定到转子 218 的一端使得它在所有点都与力矩马达的运动相切。光编码器读取头 220 固定于如图 12 所示的编码器调节滑块 223a 上。编码器调节滑块 223a 被装配到底座 215 上以便它可以滑动从而允许相对于编码器代码轨道 219 调节光读取头 220，编码器代码轨道 219 固定于电枢 240 上。运动是精确的并且是受控制的，当编码器读取头 220

处于最佳位置以致在编码器读取头 220 得到最大信号强度时,用读取头锁定螺钉 223c 使读取头调节滑块 223a 被锁在适当位置。因为光编码器是聚焦的,所以它可以被放在距反射式编码器代码轨道 219 一个已知距离的位置。这个距离应与最大编码器信号相符。连接到读取头调节螺钉 223b 的螺旋弹簧 223d 有助于防止松动。与编码器代码轨道 219 结合的光读取头 220 允许以 1 微米的精度记录电枢 240 的位置。在电路板 224 上安装一对光限位开关 221a,用于确定电枢 240 相对底座 215 的绝对位置并防止电枢 240 的过冲。固定到转子 218 上的反射表面 221b 反射来自光限位开关 221a 的信号。

如图 9 和图 10 所示,底座 215 包含一个快速释放硬安装架插座 222a。该机械装置是快速释放部件的一部分,下面将参照图 13 和图 14 对之作更详细的描述。

包括壳体顶部 233、壳体底部 234 和壳体垫圈 228 的壳体提供一个围绕扫描头 206 的内部元件的流体紧密密封。壳体顶部 233 和壳体底部 234 以及壳体垫圈 228 都涂上一层导电性涂料 251 以改善射频屏蔽性能。

参照图 11,更详细地显示了电枢 240、支撑臂 203、换能器 202a 和模制密封圈 207。电枢 240 可由精密机加工的元件构造,这与上面所述的实施例中所使用的复合结构相比促进了可制造性、降低了成本并提高了性能。支撑臂 203 可拆除,并可以通过支撑臂托架 213 和两个肩螺栓 231a 和 231b 来安装,两个肩螺栓固定入轭 212 和转子 218 中的精密孔中。因此将认识到,可以更换被损坏的换能器 202a 和/或模制密封圈 207,而不必更换整个电枢 240。

编码器代码轨道 219 由弹簧钢基底制成。编码器代码轨道 219 可以用一种防止它预弯曲的方法来安装。预弯曲可能损坏编码器代码轨道 219。两个编码器代码轨道保持架 230a 在编码器代码轨道 219 的两端夹持它,强迫弹簧钢产生转子 218 的恰当曲率。编码器轨道保持架 230a 用螺钉 230b 固定在适当位置。替换地,可以用一根轻绳系住螺钉 230b,并用例如胶水将绳子粘在编码器代码轨道 219 的端部。

这个实施例中的扫描头 206 提供大于 22 度并包括 22 度的扫描角。扫描角指由霍耳传感器 13、两个霍耳传感器磁体 26 和 26a 以及限位开关 221a 限定的换能器 202a 的运动范围。除了由可拆除的支撑臂

203 引起的增加的扫描角之外，还可以在制造过程中或制造之后，比如在野外使用过程中，改变支撑臂 203 的长度以适应不同的成像需求。支撑臂 203 的长度可以是这样一个长度，即使得换能器 202a 距离枢轴点 154 比编码器代码轨道 219（见图 9）远约 20%。该设置提供在换能器 202a 处测得的、15 毫米以上的扫描宽度。

在这个实施例中，扫描头 206 装配在刚性底座 215 上。扫描头 206 被这样装配以在底座 215 上完成功能性，使得壳体 233 和 234 不在合适位置时也可以进行测试。因此底座 215 的这一设计允许检验线路布置和应变释放、进行电检查、调整光编码器读取头 220 和对限位开关 221a 进行功能验证。

参照图 13 和图 14，更详细地显示了快速释放硬安装架。快速释放机构用一个装有弹簧的卡口锁来快速安装或拆除扫描头 206。快速释放硬安装架插头 222b 包括位于离快速释放硬安装架插座 222a 最近的端的定位销 222c。硬安装架插头 222b 包括一个邻近定位销 222c 的快速释放上零件 222d 和一个邻近定位销 222c 的螺旋弹簧 222f。定位销 222c 使扫描头 106 能被安装并能以精确的 90 度角增量被重新安装。如图 14 所示，护圈 222e 靠在被安装到硬安装架插座 222a 上时的硬安装架插头 222b 上。

参考图 15，更详细地显示了鼻形物 205。鼻形物 205 包含垫圈毂 206b，当垫圈毂 206b 将模制密封圈 207（图 11）夹在鼻形物 205 和枢轴架 208 之间时，垫圈毂 206b 防止对模制密封圈 207 造成损坏。密封圈 207 可以由软且有柔韧性的弹性体制成。模制形状提供一个中心平衡位置，并消除操作过程中密封圈 207 的拉伸模式变形。通过比较，扁平密封圈在操作过程中同时承受弯曲和拉伸两种变形，因而在马达上产生两种截然不同的载荷，很难进行补偿。模制密封圈 207 可被设计成与汽车变速杆上的排档套相似。它仅承受弯曲变形，这在马达上产生更小、更一致的载荷。

扫描头 206 包括一个集成电路板 224，它集成了马达控制功能、位置监视功能、以及发射和接收 RF 信号的功能。另外，电路板 224 包含光限位开关 221a。电路板 224 可以预制和测试。电路板 224 允许通过将连接点放在接近枢轴点上方的位置来使换能器同轴电缆 202b 和马达线 232 的布置路线在马达上具有最小限度的拖曳量。

壳体 233 和 234 可以是无负载轴承，并可以纯粹是扫描头 206 的一个保护部分。它用来防水和使扫描头 206 的内部元件免受污染。可以用螺钉将壳体 233 和 234 固定在底座 215 上。替换地，也可以选择将壳体的两个半部 233 和 234 胶合或用其它方式粘结在一起以使扫描头 206 抗损害且耐水。

鼻轮 201a 可以包括一次性声窗。参照图 17A、17B、18、19A、19B 和 20-23，示出了鼻轮 320 和声窗 330 的结构。声窗 330 与上面所描述的声窗 125 相似。鼻轮 320 包括一个用于接收流体的注入孔 322。鼻轮 320 具有位于接近被安装时的声窗 330 的端的肩 324。凹槽 326 和凸缘 328 位于邻近肩 324 的位置，与声窗 330 形成扣紧配合。

图 17B 示出了附上一个可选护套 340 的鼻轮 320。护套 340 安装在声窗 330 上以保护鼻轮 320 和扫描头 206 不受流体或生物材料的污染。

如图 21 所示，声窗 330 包括一个槽 332，槽 332 具有与鼻轮 320 中的凸缘 328 互补的形状。

声窗 330 可以被设计以克服在多种苛刻环境中封装高频高分辨率超声波探头所面临的特定困难。声窗 330 提供一种用于在不过度损害声性能的情况下保护换能器和允许在无菌环境中成像的便宜装置。声窗 330 可由包括流体紧密密封机械快速连接结构的模制塑料框架构成。声窗 330 可以是模制的一次性元件，它“扣”在永久机加工鼻轮上，形成探头的充满流体的封装前端 (nose)。将声窗连接到鼻轮或从鼻轮拆除声窗都不需要工具。例如，声窗的形状允许用一个简单的旋转运动连接到换能器的鼻轮。依据要覆盖的鼻轮，声窗可以是任意形状。透声材料的薄膜组成可以安装在框架 350 的前面的隔膜 352。框架 350 和隔膜 352 构成声窗 330。

选择用来形成声窗的隔膜的材料特性和厚度以适合于待密封的特定探头的特性。透声材料，例如通过引用的方式被全部纳入的美国专利 NO. 5,479,927、NO. 5,983,123 和 NO. 6,574,499 中所公开的那些材料，可以用来制造声窗 330 的隔膜 352。在一个方面，透声材料可以是聚酯、聚碳酸酯、丙烯酸、热塑弹性体或者硅氧烷弹性体。透声材料的例子包括，但不限于，Surllyn® 离子交联聚合物，例如可从美国特拉华州 Wilmington 的 E. I. Du Pont de Nemours and Company 获得

的 Surlyn® 8940 和 Kapton®; 聚甲基戊烯, 例如可从日本东京的 Mitsui & Co. 获得的 TPX® MX-002、TPX® 95 和 MX-004; Teflon®、Mylar®、诸如低密度聚乙烯之类的聚乙烯、聚碳酸酯、聚丙烯和各种聚氨基甲酸酯膜。在一个实施例中, 透声材料可以被挤压成一定的厚度并被热焊接到声窗 330 的框架 350 上以形成一个流体紧密密封。隔膜 352 的厚度将根据所选的透声材料而不同。一方面, 隔膜 352 具有小于或等于 25 微米的厚度。在另外一个实施例中, 隔膜 352 的厚度可以从 1 微米到 25 微米的范围内变化。用于将隔膜 352 封接到框架 350 的工艺根据所选择的透声材料而变化。将隔膜 352 封接到框架 350 的方法例子包括, 但不限于, 粘合剂、焊接方法 (例如, 射频, 超声波和热) 和机械密封。

参照图 20 和图 21, 扣紧结构包括框架 350 上的沟槽 332。声窗 330 将要被安装到其上的鼻轮 320 包括凸缘 328。凸缘 328 相对于框架 330 上的沟槽 332 可以稍微过大 (oversized negative)。声窗 330 可以被压到鼻轮 320 上, 这样当完全处于适当位置时, 由于在凸缘 328 和沟槽 332 之间形成密封的缘故因而获得一个可靠的配合。由于沟槽 332 和凸缘 328 的压型配合的存在, 该配合也是流体密封的。将声窗 330 安装到鼻轮 320 之前, 鼻轮可以部分充满耦合流体。耦合流体的例子包括, 但不限于, 水、1, 2-亚乙基二醇、三甘醇、轻石蜡油和各種乙二醇水溶液。装配声窗 330 之后, 可以除去气泡, 并可以经由位于鼻轮 320 一侧的注入孔 322 将鼻轮/声窗部件完全注满耦合流体。

对于需要将探头与外界完全隔离的环境而言, 屏蔽型声窗 330 包括由聚乙烯膜构成的热密封护套 340, 护套 340 可以被设计逆着电缆的方向、向后安装在探头上。护套可以被形成作为一次性声窗 330 的一部分, 以便当想要消毒时整个窗口和护套可以被拆卸和丢弃。

在一个替换实施例中, 高频、高帧率超声波成像系统可以用来对注射器、导液管或插入对象的其它入侵元件成像。图 24 是说明显示器 116 上的图像 360 的屏幕抓图。该图像包括胚胎 368。胚胎 368 包括头 366 和子宫 362。当针 364 进入胚胎 368 的子宫 362 时, 超声波系统 131 可以用来观察和引导针 364。

图 25 是用图解说明高频、高帧率超声波成像系统的一个方面的操作的流程图 400。该流程图中的块可以按照示出的顺序执行、不按照

示出的顺序执行或者并行执行。在块 402，换能器 8 以至少 20MHz 的频率产生超声波能量。

在块 404，超声波能量由发射子系统 118 发射到对象 114（图 1）中。在块 406，接收子系统 120 接收返回的超声波回波脉冲 104，并将接收的超声波传递给控制子系统 127 供处理器 134 和扫描转换器 129 处理。

在块 408，接收的超声波在软件 123 的控制下由处理器 134 和扫描转换器 129 处理，以在显示器 116 上生成图像。该图像具有至少 15 帧每秒（fps）的帧率。

10 尽管参照某些特定实施例描述了该高频、高帧率超声波成像系统，但该系统的各种不同改型对本领域的技术人员来说将是显然的，并不脱离附加在这里的权利要求所概述的高频、高帧率超声波成像系统的范围。

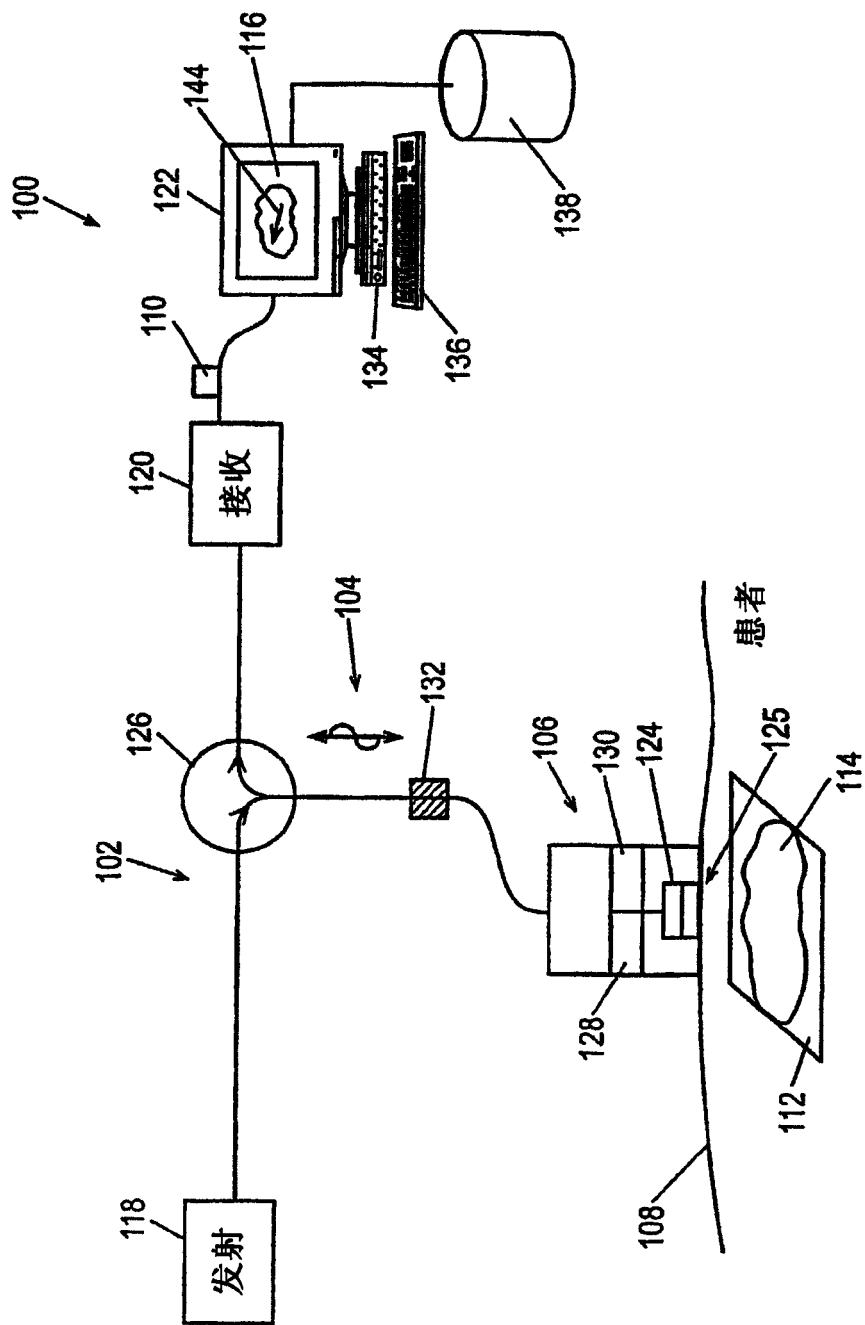


图 1A

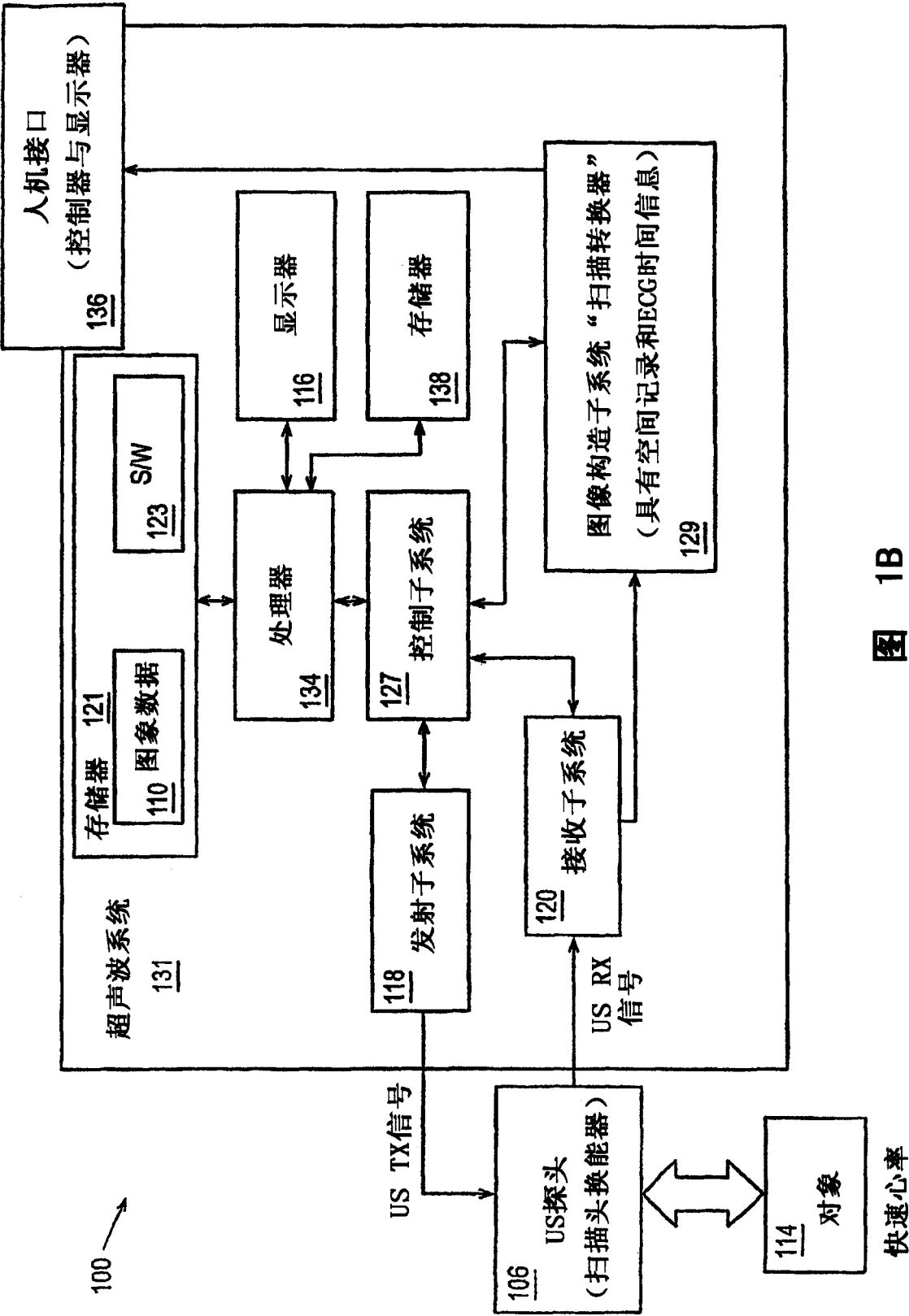
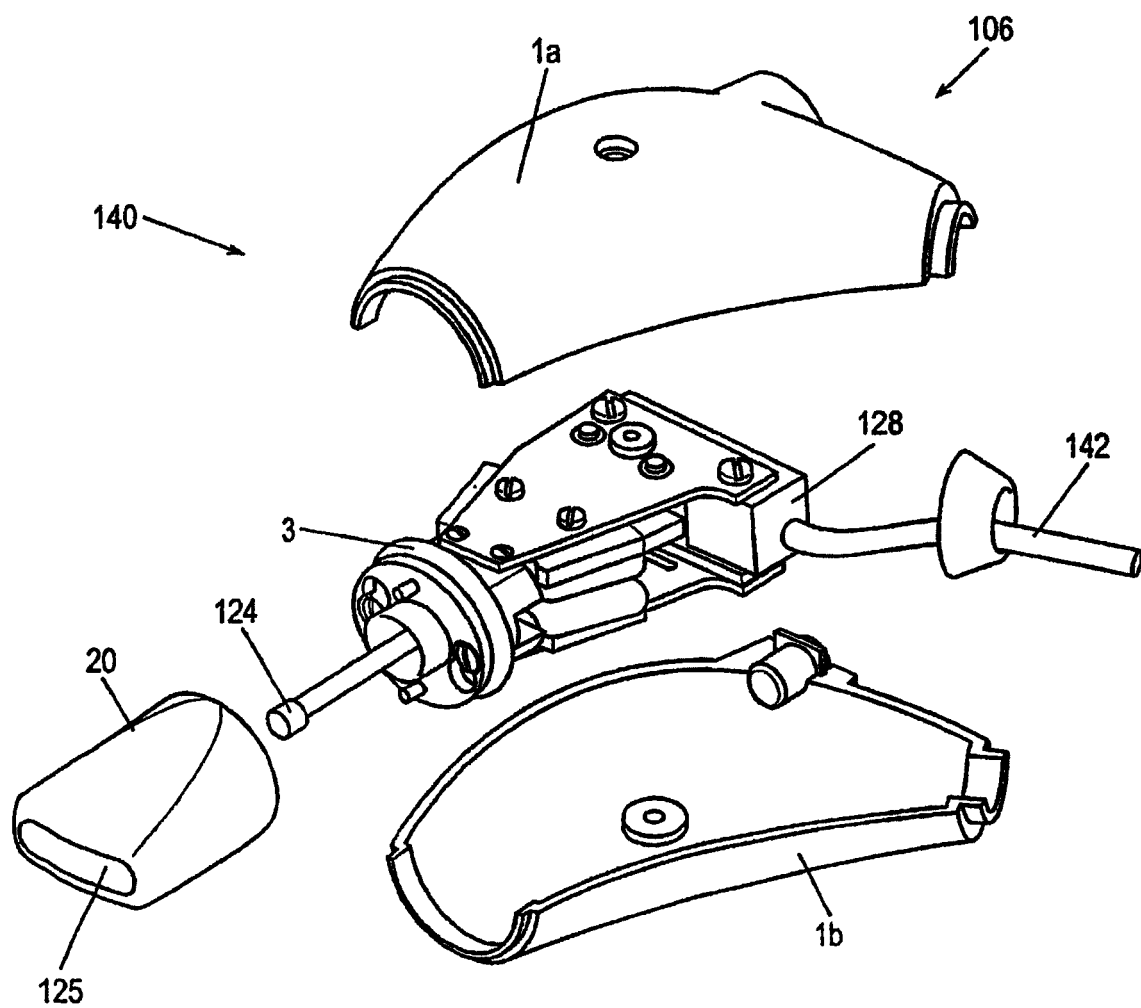


图 1B

**图 2**

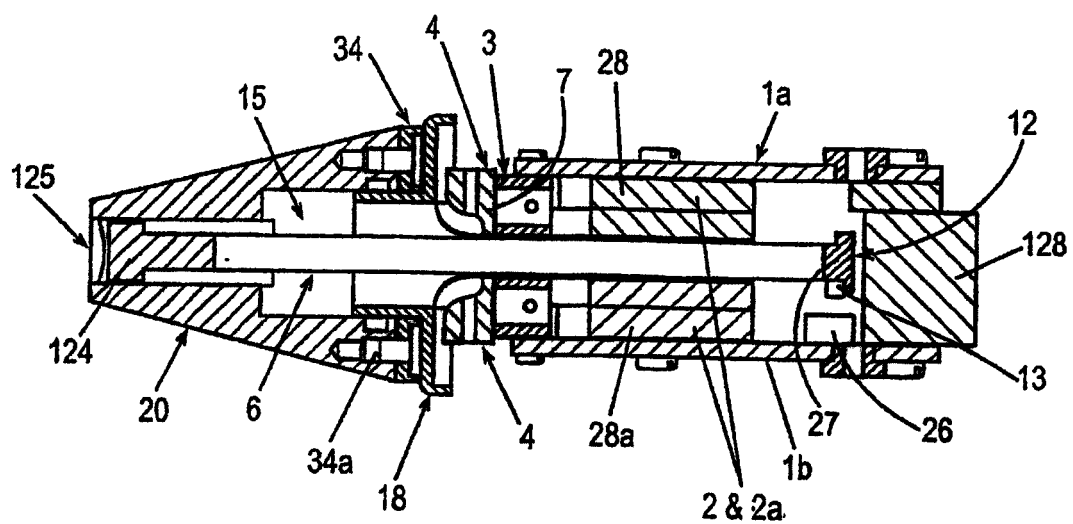


图 3A

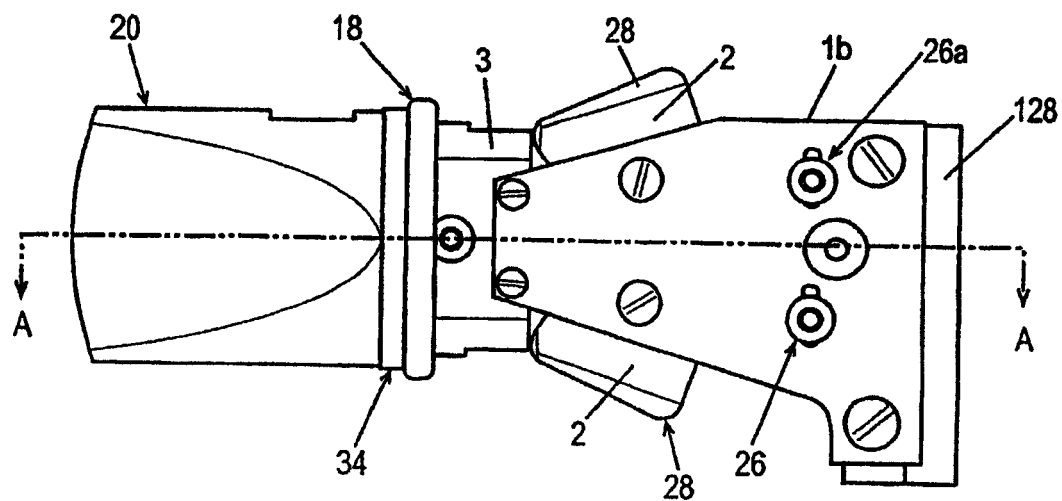
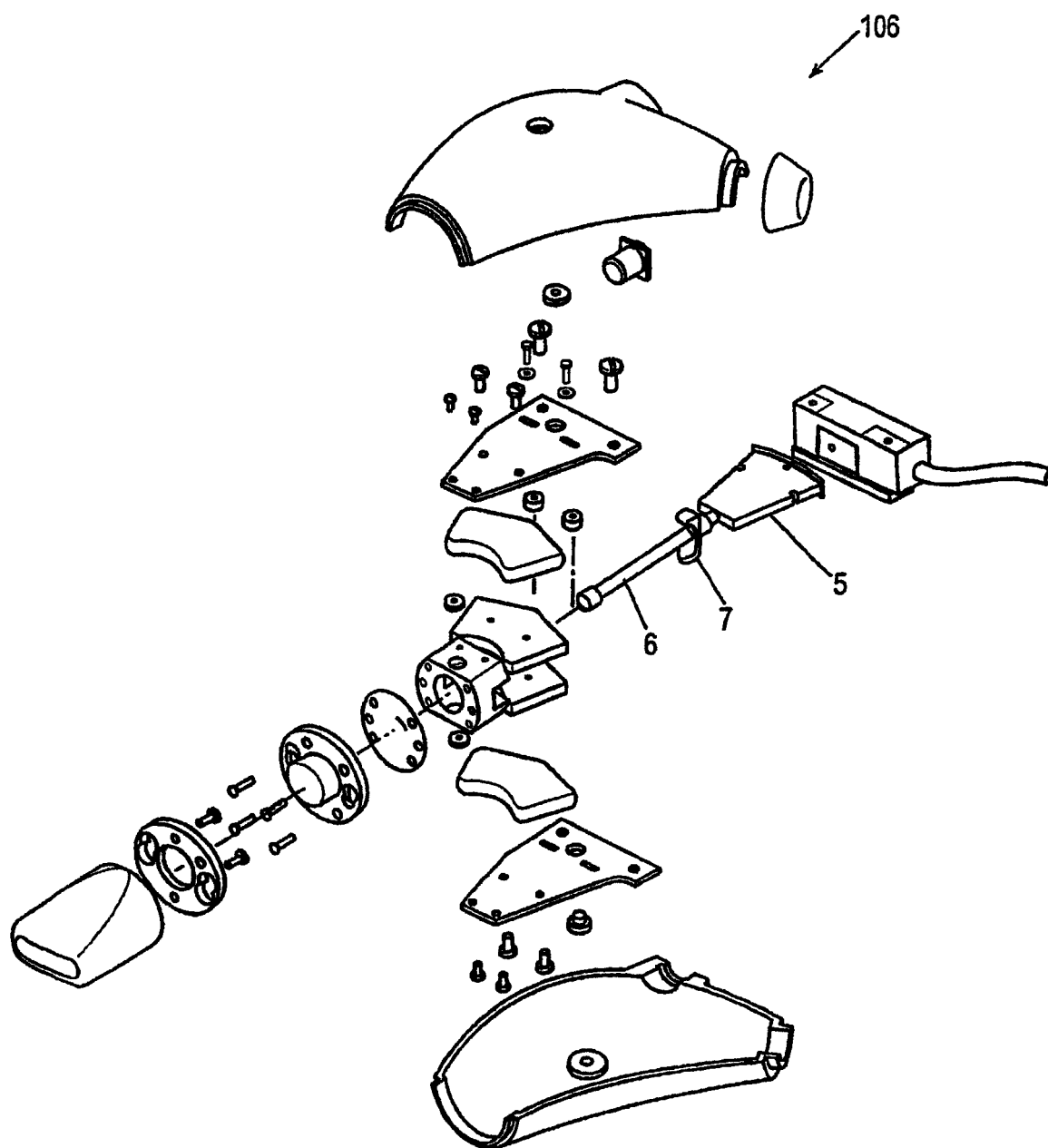


图 3B

**图 5**

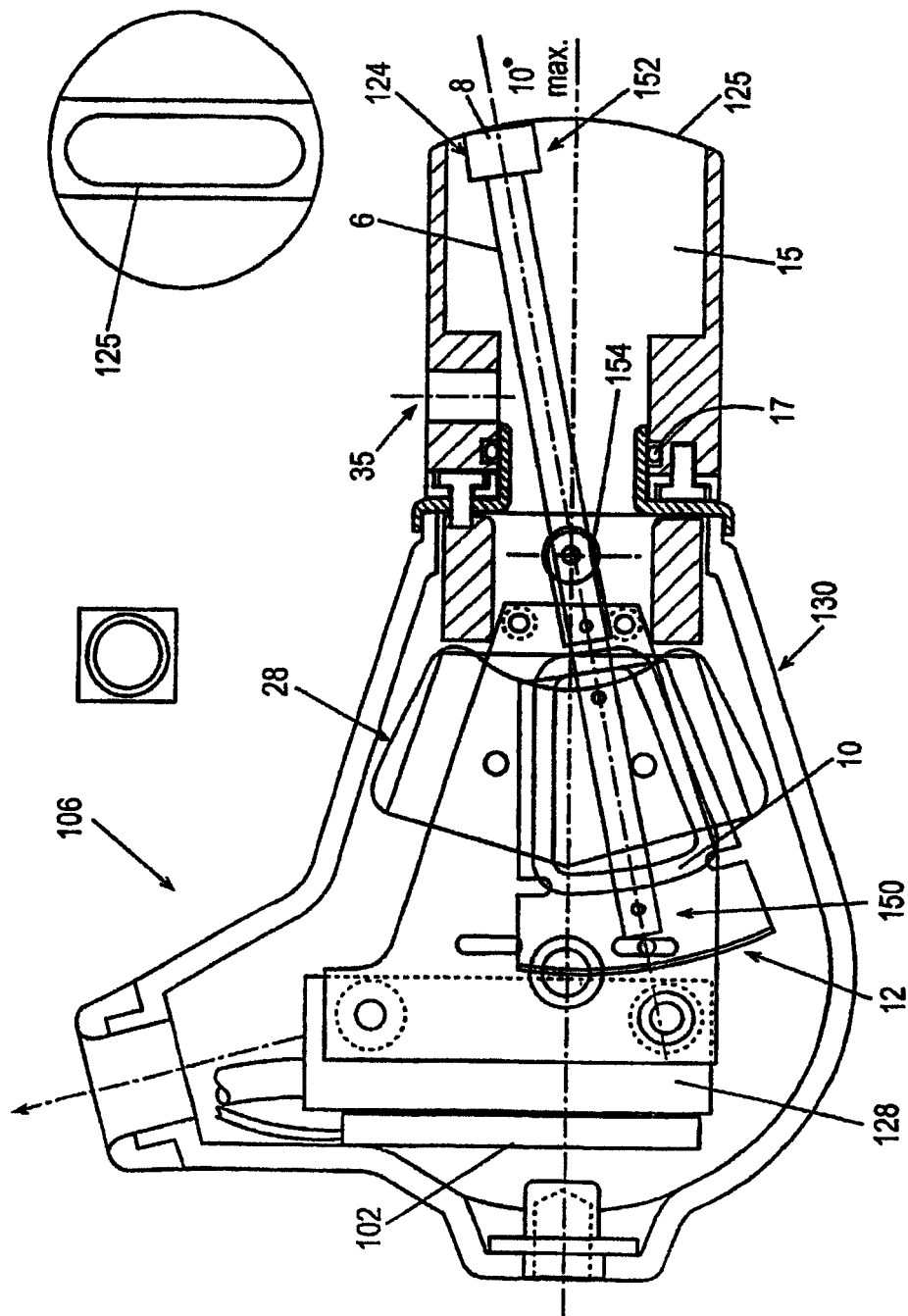


图 6

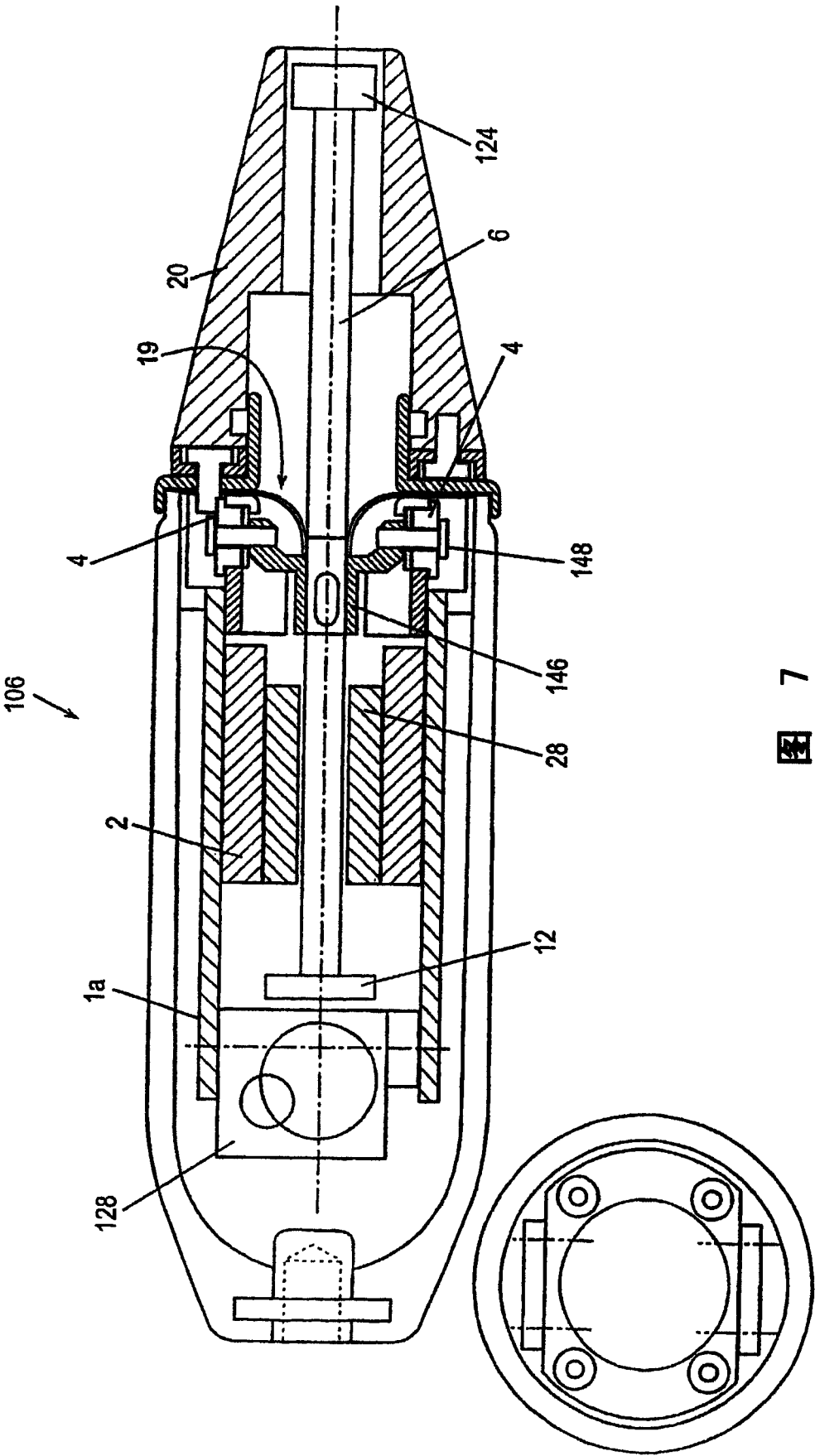


图 7

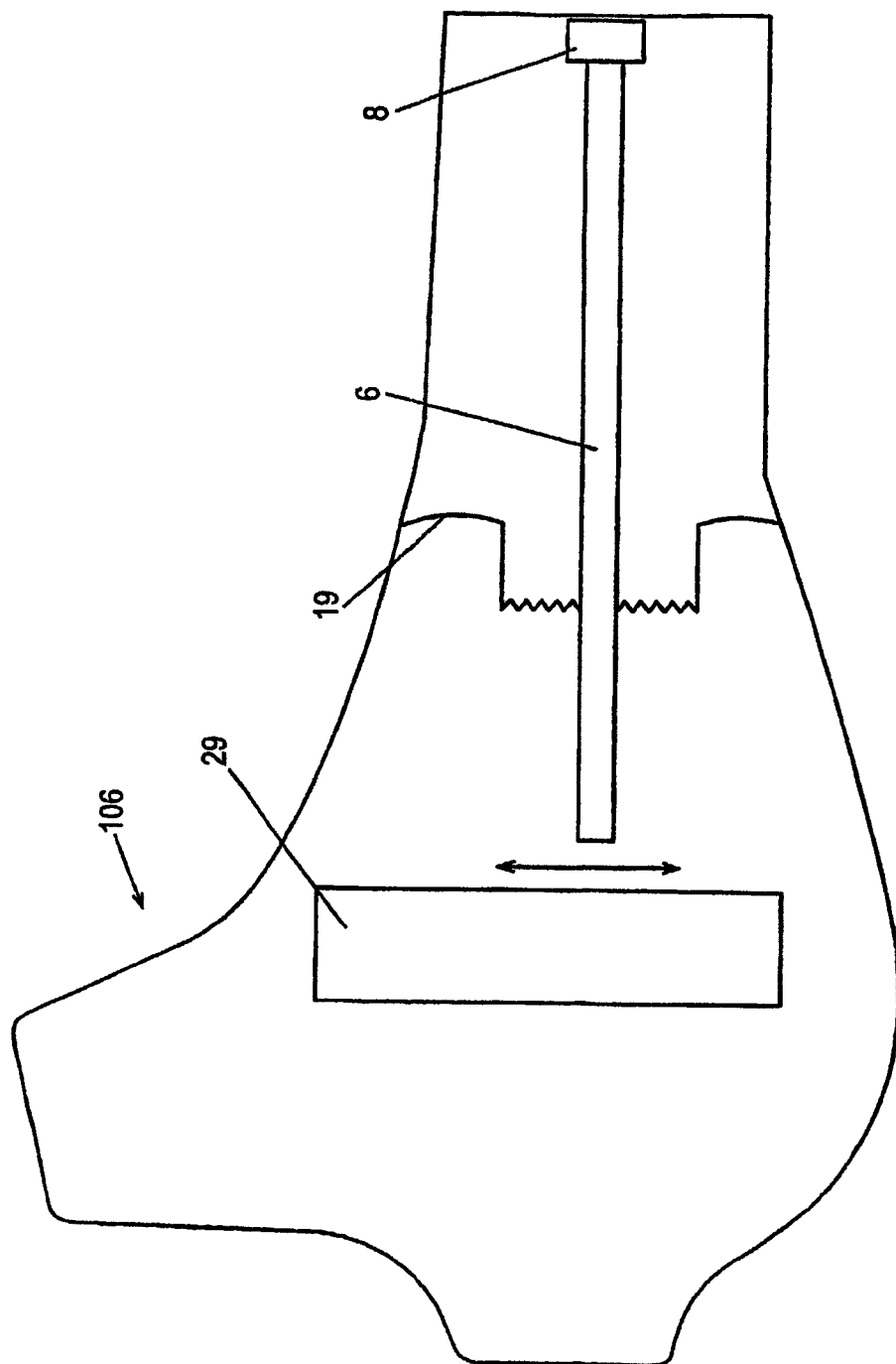


图 8

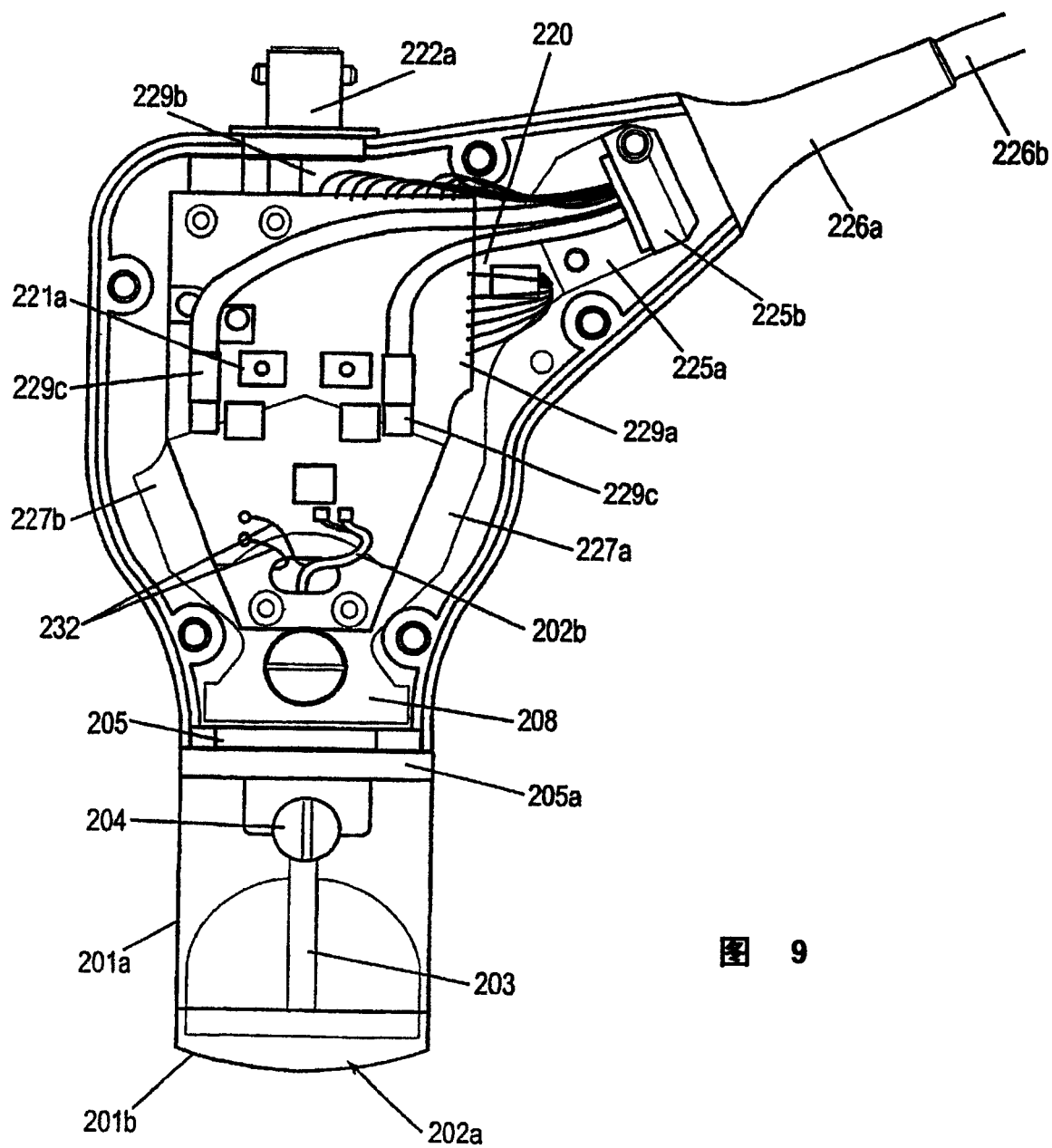


图 9

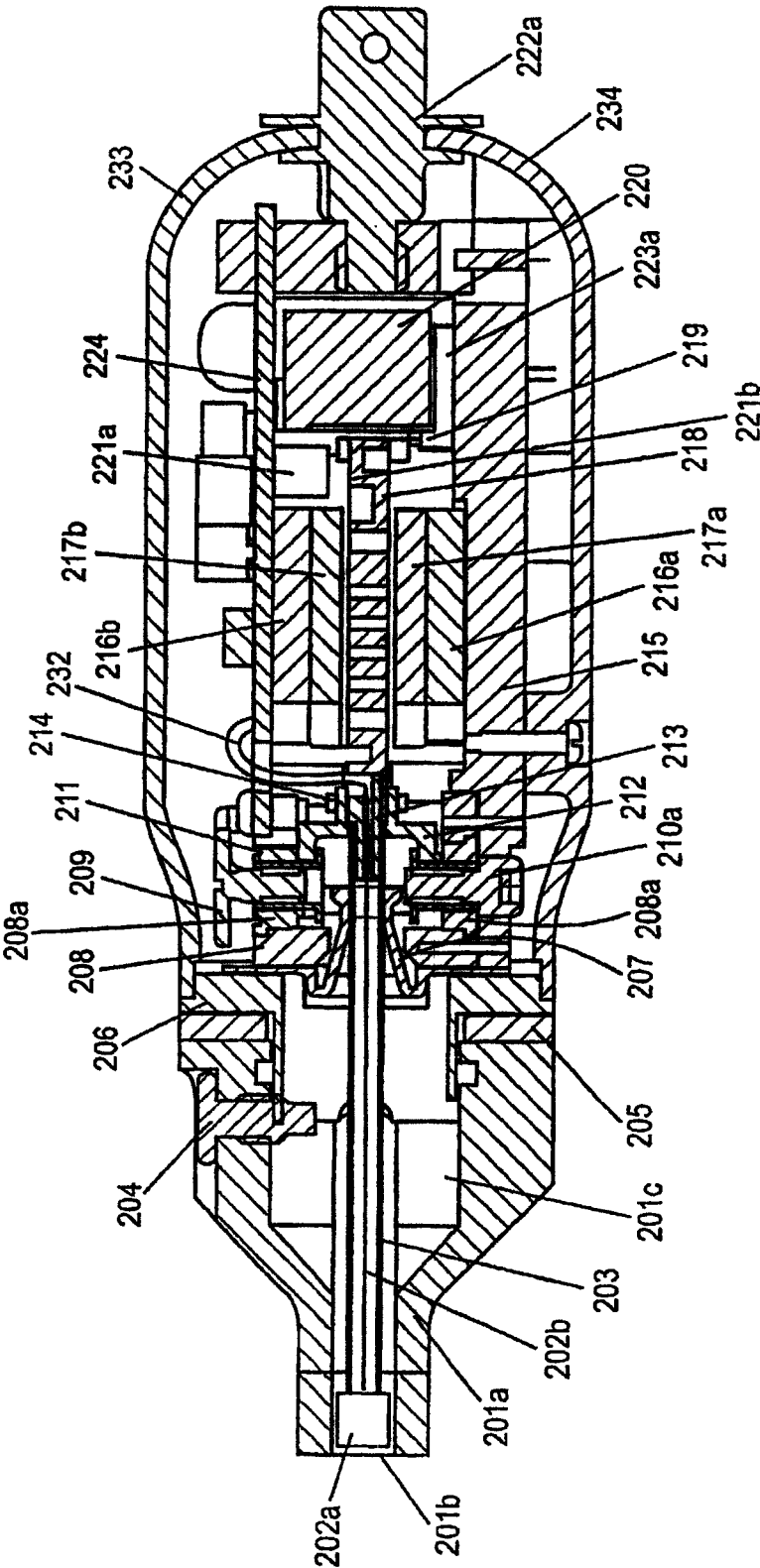


图 10

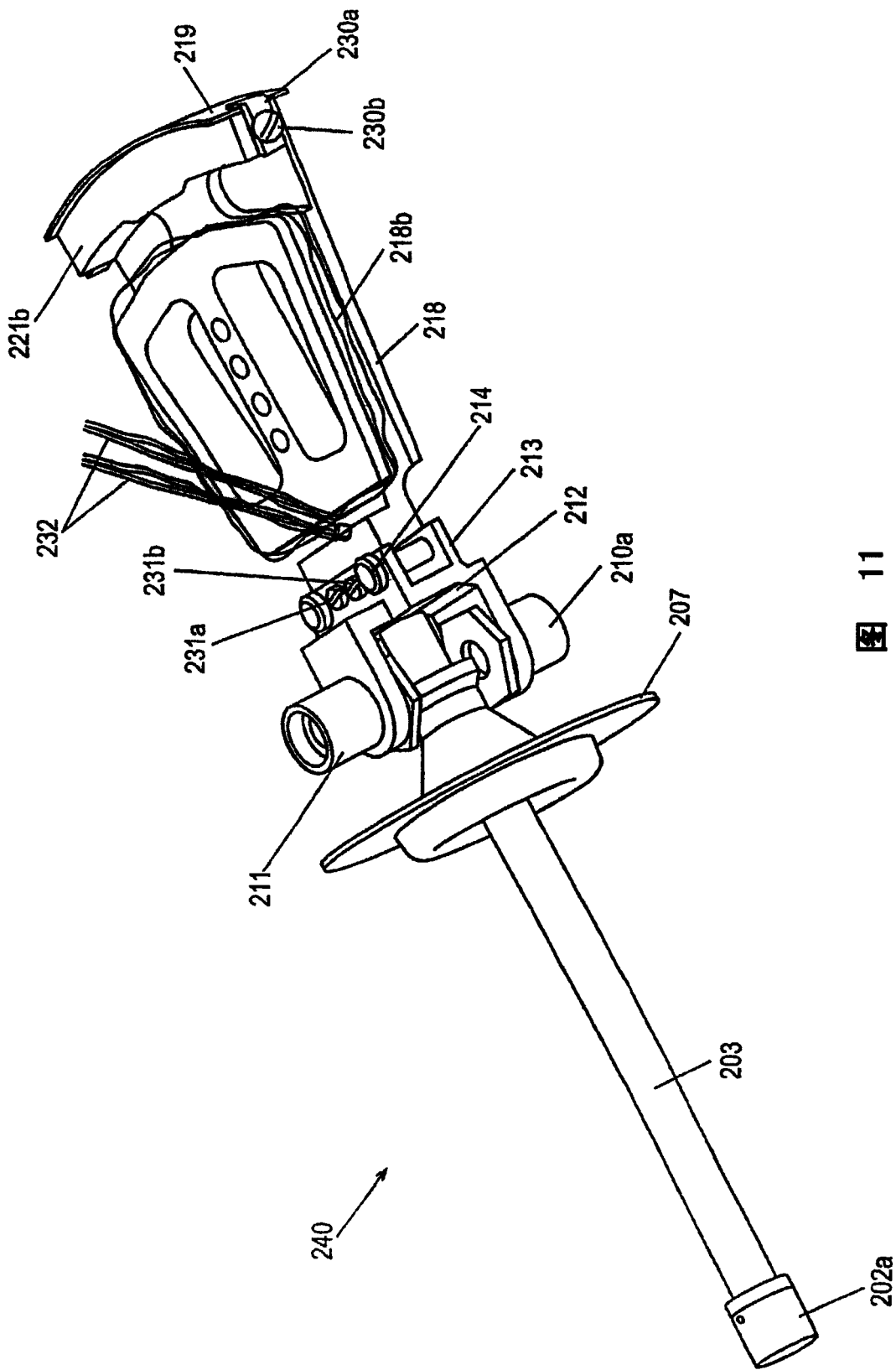


图 11

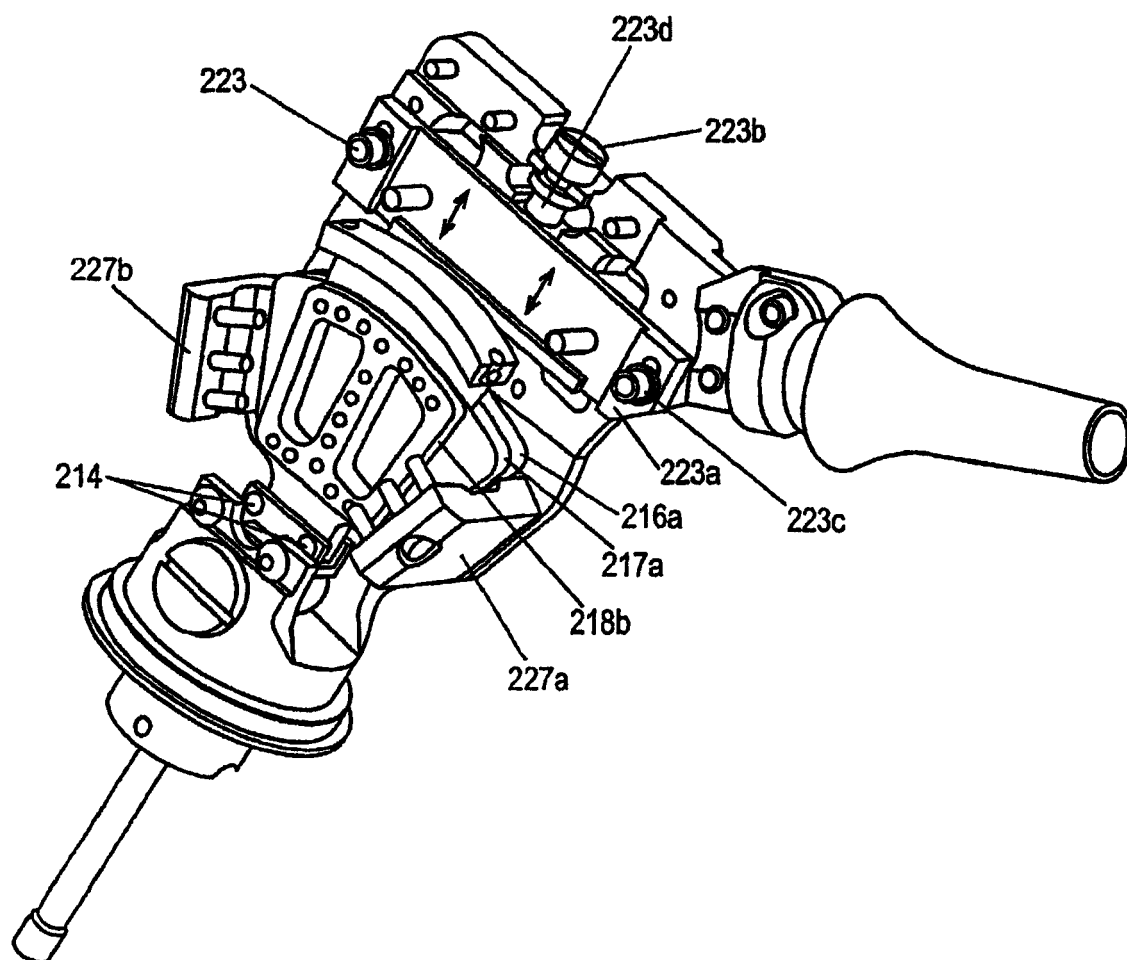
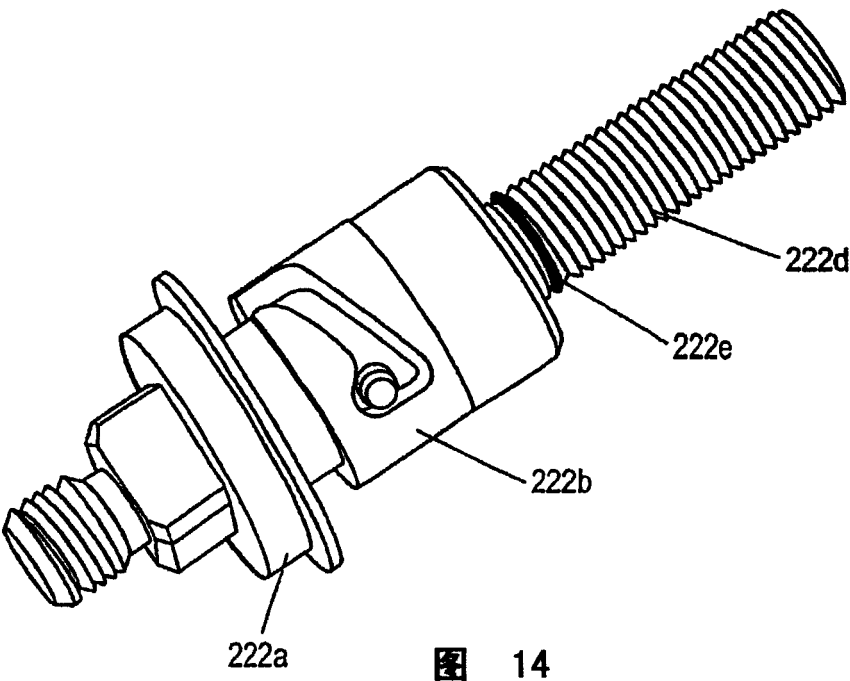
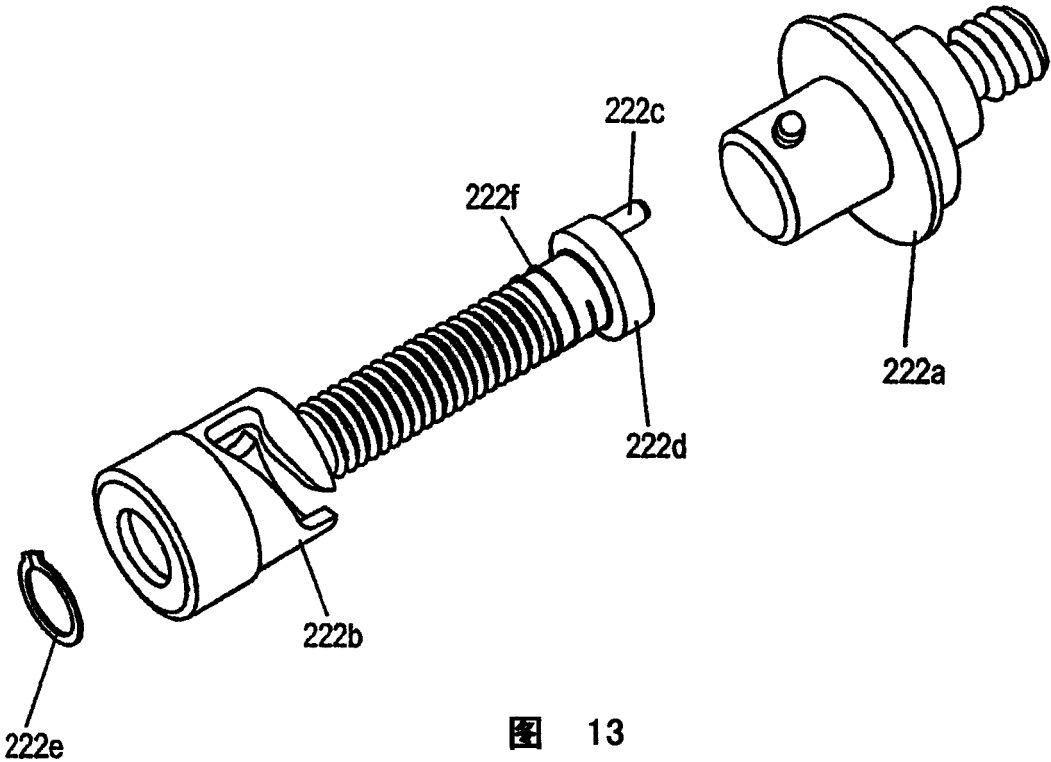


图 12



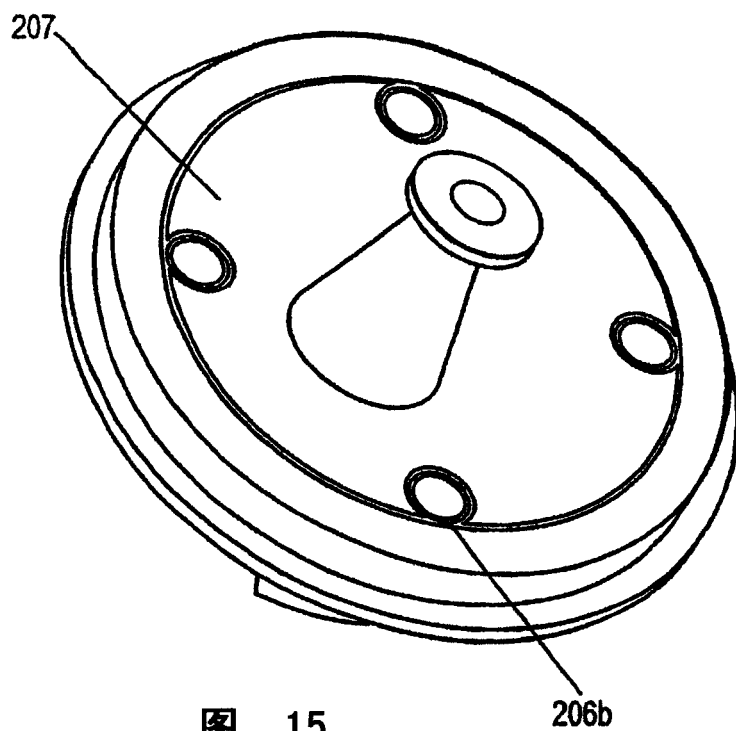


图 15

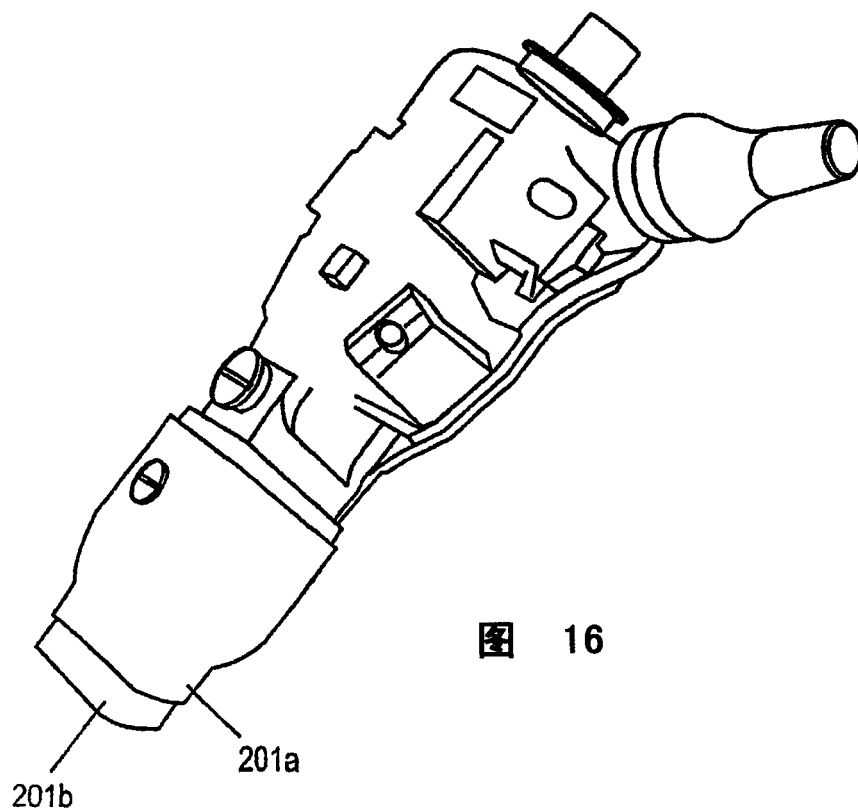
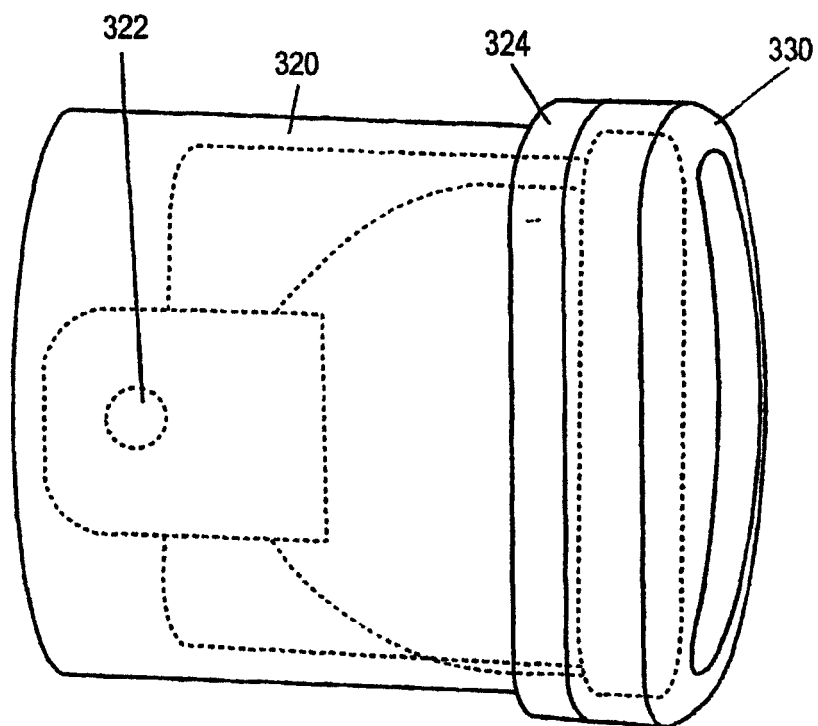
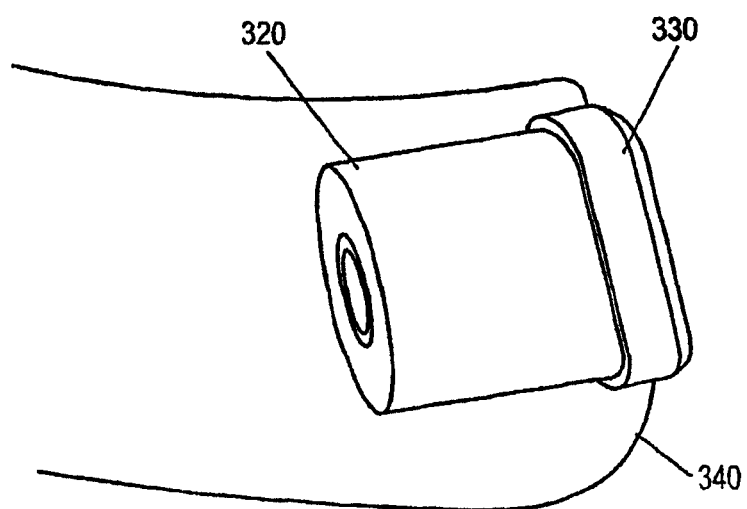


图 16

**图 17A****图 17B**

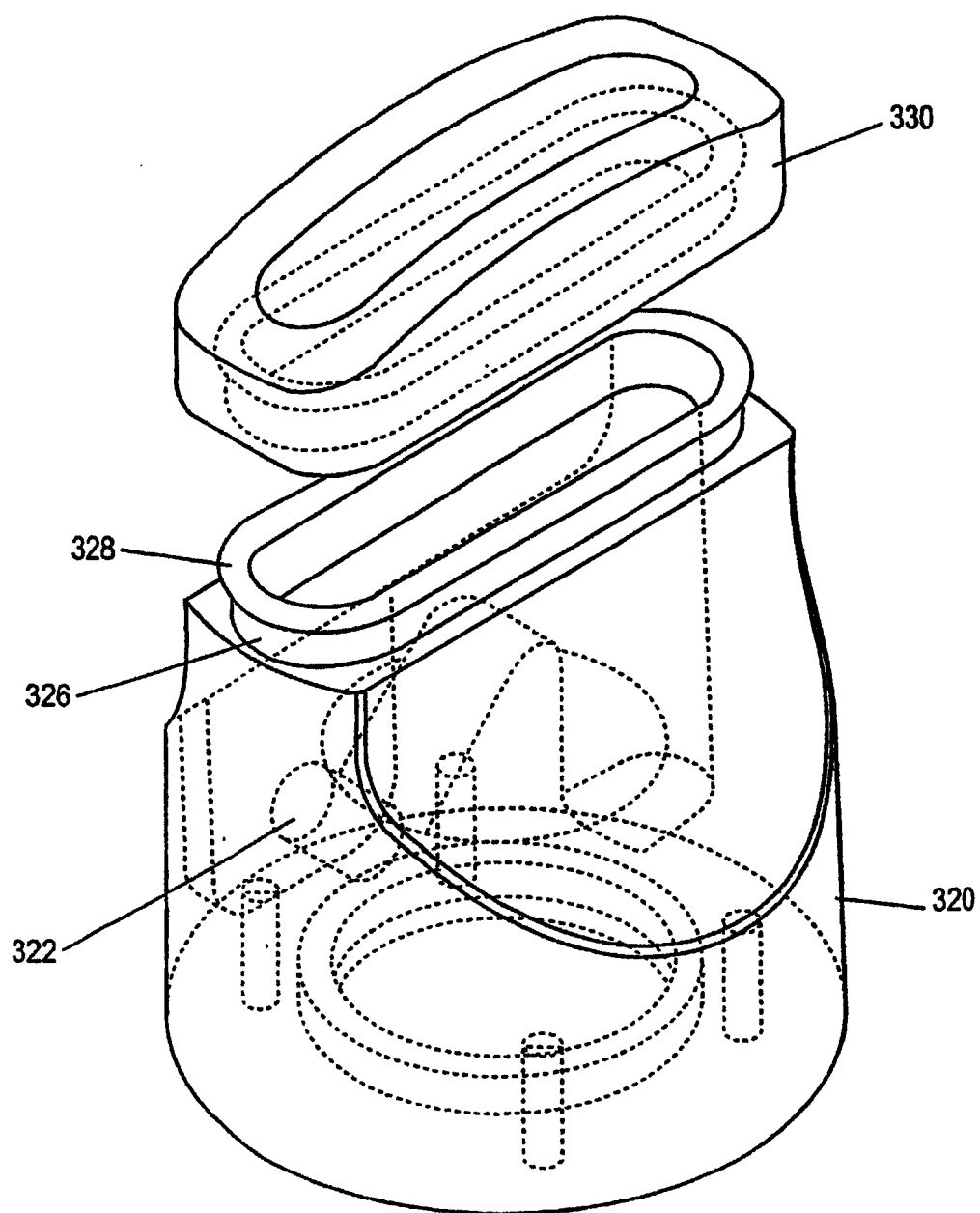
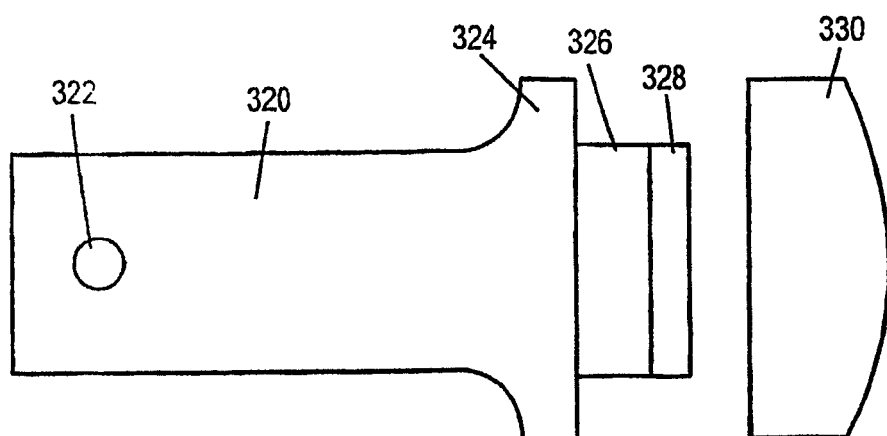
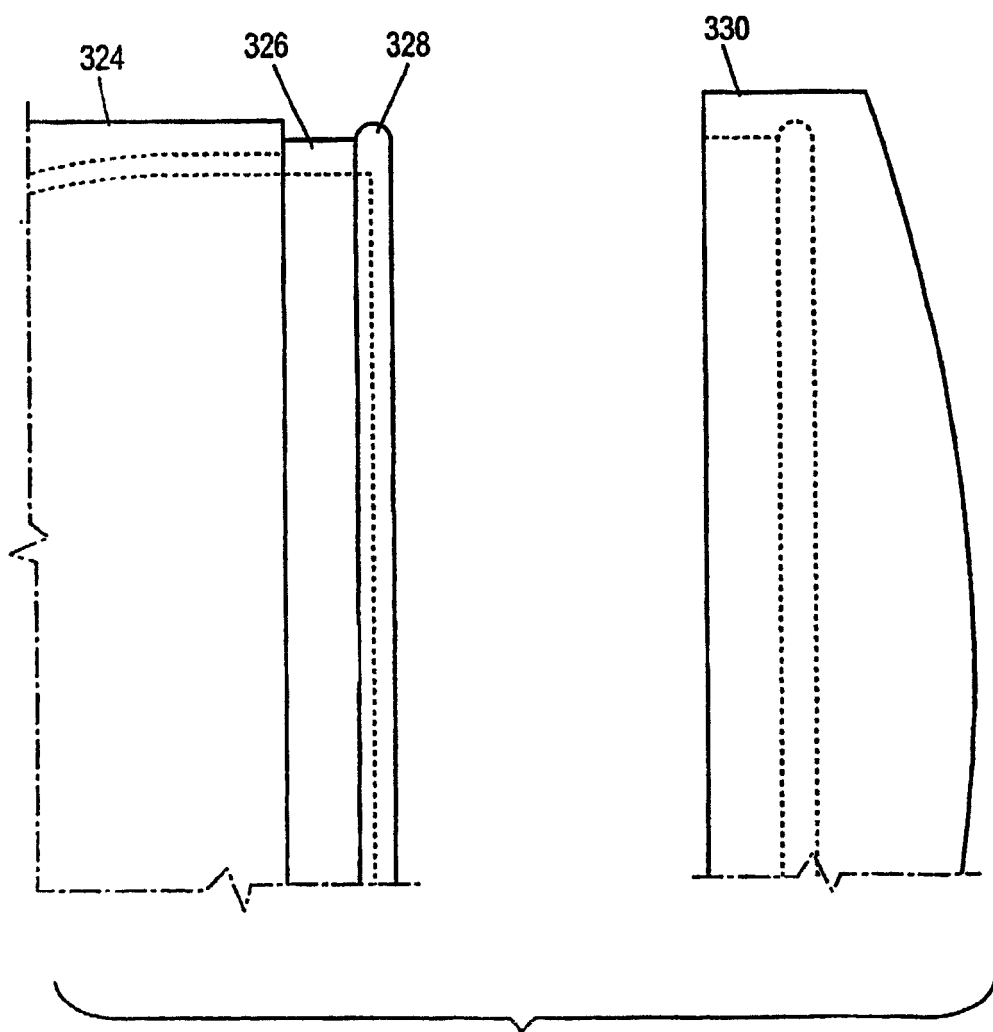


图 18

**图 19A****图 19B**

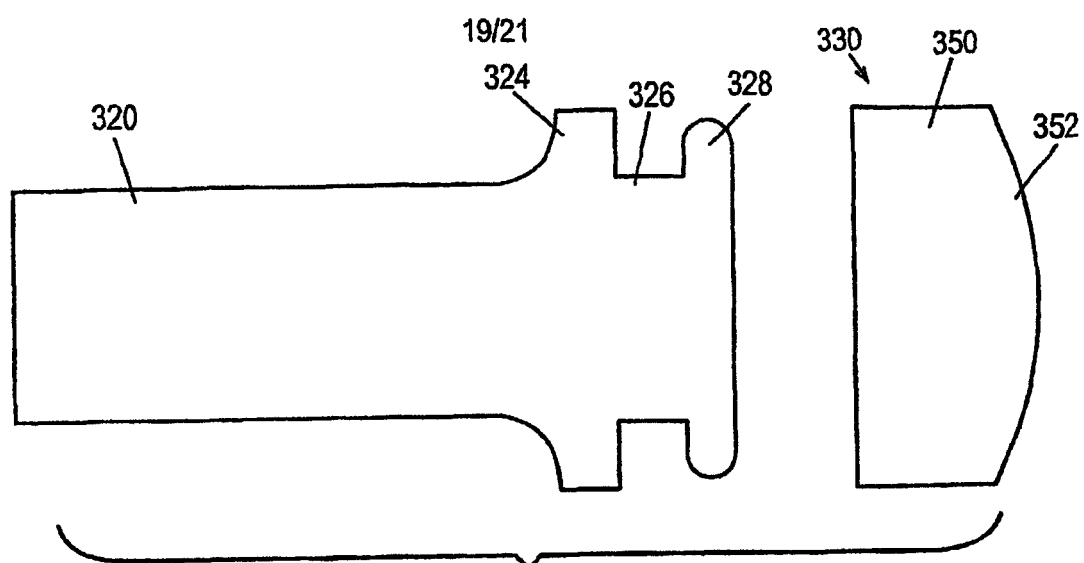


图 20

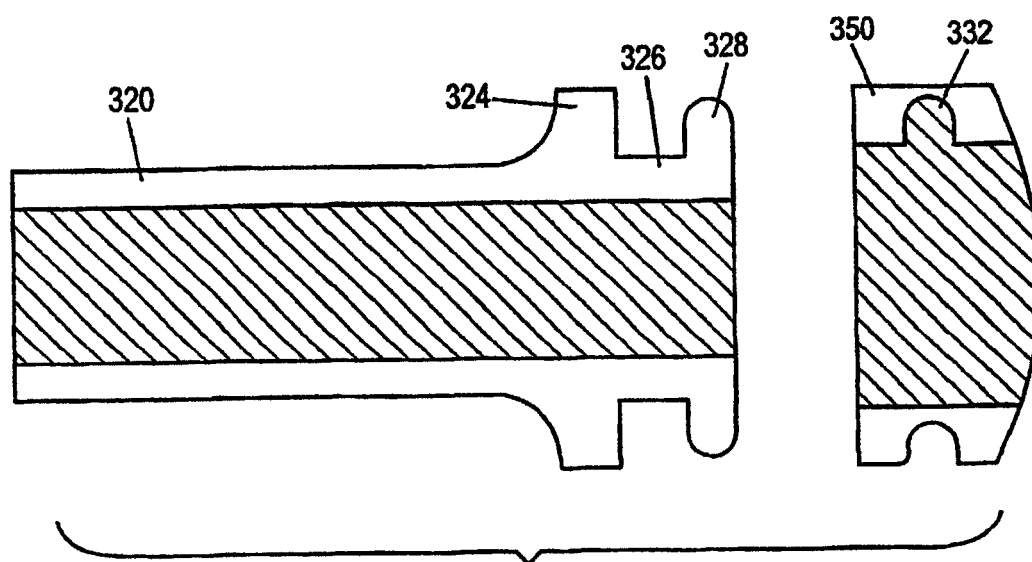


图 21

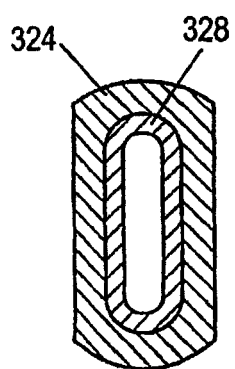


图 22

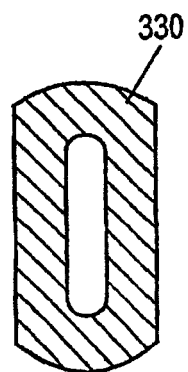


图 23

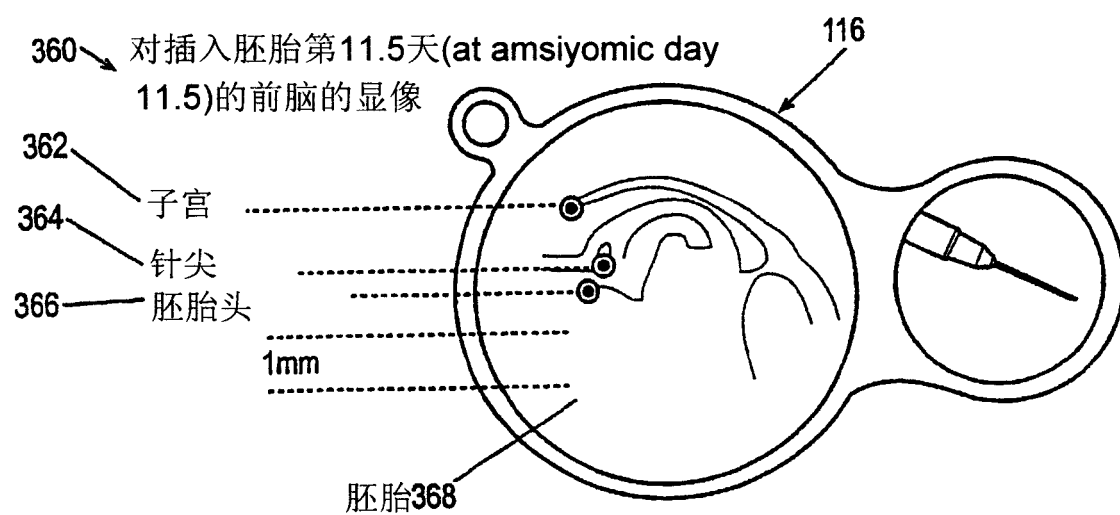


图 24

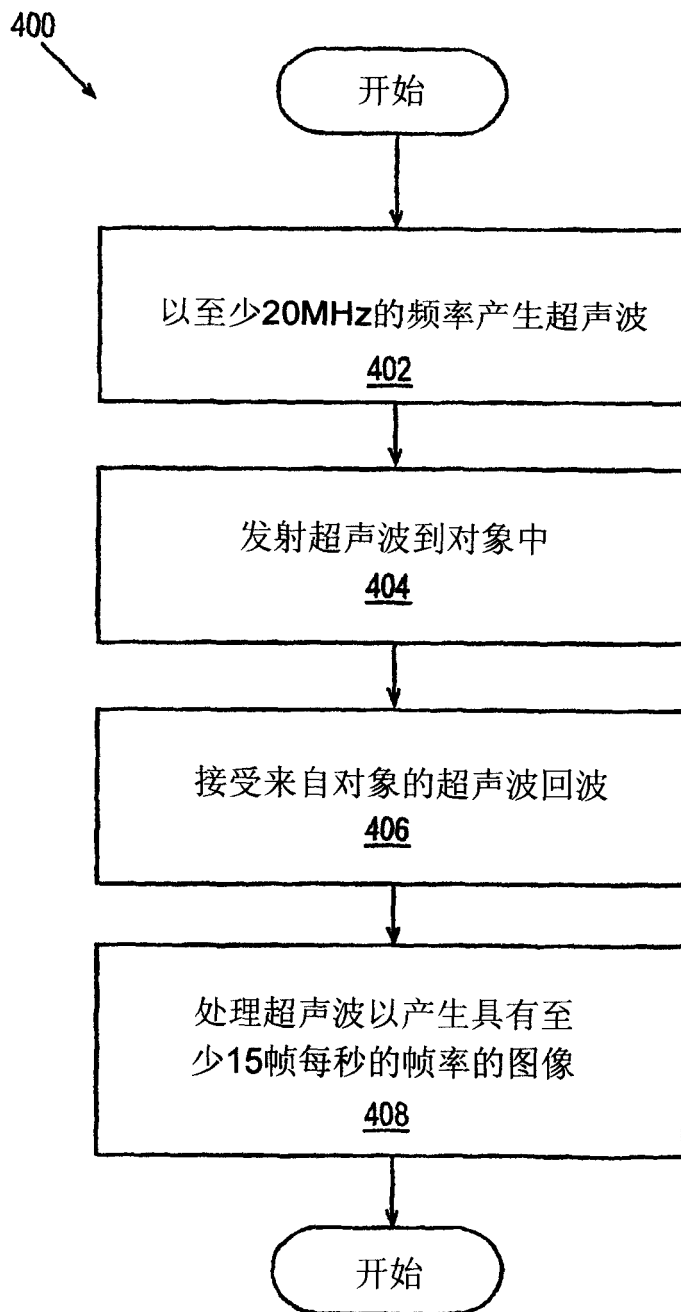


图 25

专利名称(译)	高频、高帧率超声波成像系统		
公开(公告)号	CN1708257A	公开(公告)日	2005-12-14
申请号	CN200380101220.3	申请日	2003-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	视声公司		
申请(专利权)人(译)	视声公司		
当前申请(专利权)人(译)	视声公司		
[标]发明人	JI梅希 R麦康纳吉 NC查格雷 S福斯特		
发明人	J·I·梅希 R·麦康纳吉 N·C·查格雷 S·福斯特		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	陈霁		
优先权	60/417164 2002-10-10 US 60/470234 2003-05-14 US 60/468958 2003-05-09 US 60/468956 2003-05-09 US		
其他公开文献	CN100539949C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种产生超声波图像的系统，包括扫描头和处理器，扫描头具有能以至少20兆赫兹(MHz)的频率产生超声波能量的换能器，处理器用于接收超声波能量和以至少15帧每秒(fps)的帧率产生超声波图像。

